

**„Vergleichende Untersuchung zur muskulären Aktivität im
Oberflächenelektromyogramm von Patienten nach
konservativer, offen-chirurgischer und minimalinvasiv-
chirurgischer Behandlung von Wirbelsäulenverletzungen“**

Dissertation zur Erlangung des akademischen Grades
doctor philosophiae (Dr. phil.)

vorgelegt dem Rat der Fakultät für Sozial- und Verhaltenswissenschaften der
Friedrich-Schiller-Universität Jena
von Diplom Sportwissenschaftler Max Claus Philipp Schenk
geboren am 23.08.1976 in Sondershausen

Gutachter

1. Prof. Dr. Reinhard Blickhan

Friedrich-Schiller-Universität Jena

2. PD Dr. Thomas Mendel

BG Klinikum Bergmannstrost (Halle, Saale) und Friedrich-Schiller-Universität Jena

Tag der mündlichen Prüfung: 02.04.2019

INHALTSVERZEICHNIS

1. Abbildungsverzeichnis.....	i
2. Zusammenfassung.....	1
3. Prolog.....	2
4. Einleitung:.....	5
4.1. Wirbelsäule.....	5
4.1.1. Anatomie.....	5
4.1.2. Bewegungssegment.....	6
4.2. Erfassung der Muskelaktivität mittels Oberflächenelektromyographie.....	9
4.3. Dorsoventrale Stabilisierung.....	12
4.4. AOSpine.....	13
4.4.1. Historie der chirurgischen Behandlung von Wirbelfrakturen.....	14
4.4.2. Dorsale Zugangstechniken.....	15
4.4.3. Wirbelkörperersatz (VBR).....	21
4.5. Konservative Behandlung.....	24
4.6. Pro und Kontra der OP-Verfahren, Komplikationen.....	25
5. Problemstellung und Ziel der Arbeit.....	32
5.1. Hypothesen:.....	34
5.1.1. Operationsdauer der dorsalen Instrumentierung.....	34
5.1.2. Einfluss des VBR auf die intermuskuläre Koordination.....	34
5.1.3. Einfluss der Intervention auf die intramuskuläre Koordination.....	35
6. Material und Methoden.....	36
6.1. Patientenklientel.....	36
6.1.1. Alter.....	37
6.1.2. Frakturierte Wirbelkörper.....	38
6.1.3. BMI.....	39
6.1.4. AOSpine Klassifikation.....	41

6.2.	Untersuchungszeitpunkte.....	43
6.3.	Untersuchungsprotokoll.....	43
6.4.	Oberflächenelektromyographie.....	44
6.4.1.	EMG Setup	44
6.4.2.	Bearbeitung der aufgezeichneten EMG-Daten.....	46
6.4.3.	Interpolation der Position der Wirbelkörper und der EMG-Signale	49
6.4.4.	Analysierte Bereiche der Wirbelsäule	53
6.4.5.	Verwendeter Parameter: Variationskoeffizient	53
6.5.	Statistische Verfahren	58
7.	Ergebnisse	60
7.1.	Allgemeines	60
7.1.1.	Stichprobenumfang.....	60
7.1.2.	Geschlecht	60
7.1.3.	Unfallursachen.....	61
7.1.4.	Versicherung.....	61
7.1.5.	Schrittdauer bei 4 km/h.....	63
7.1.6.	Operationsdauer der ventralen Stabilisierung.....	65
7.2.	Hypothesen bezogene Ergebnisse.....	66
7.2.1.	Hypothese 1 – Vergleich der Operationsdauer zwischen offener und minimalinvasiver Instrumentierung	67
7.2.2.	Hypothese 2A – Einfluss der ventralen Stabilisierung mittels VBR bei offener Instrumentierung auf die intramuskuläre Koordination	68
7.2.3.	Hypothese 2B – Einfluss der ventralen Stabilisierung mittels VBR bei minimalinvasiver Instrumentierung auf die intramuskuläre Koordination	70
7.2.4.	Hypothese 3 – Einfluss der Intervention (OSS, MISS, konservativ) auf die intramuskuläre Koordination im zeitlichen Verlauf	72
8.	Diskussion	76

8.1.	Operationszeit dorsale Instrumentierung OSS versus MISS	76
8.2.	Einfluss der ventralen Stabilisierung (Hypothese 2A und Hypothese 2B).....	78
8.3.	Einfluss der Intervention.....	85
8.4.	Limitationen:.....	93
9.	Abkürzungsverzeichnis	95
10.	Literaturverzeichnis	96
11.	Danksagung	106
12.	Lebenslauf	Fehler! Textmarke nicht definiert.
13.	Ehrenwörtliche Erklärung.....	107

1. ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1: Darstellung der nervalen Strukturen an einem Wirbelkörper. Die <i>Rr. posteriores</i> der Spinalnerven innervieren die paravertebrale Muskulatur und die <i>Rr. anteriores</i> die übrige Skelettmuskulatur (Tscherne 2006).	6
Abbildung 2: Schematische Darstellung eines Bewegungssegments und dessen artikulierende Anteile (rot).	7
Abbildung 3: Bewegungsausmaß der einzelnen Bewegungssegmente nach White und Panjabi (1990).	8
Abbildung 4: Schematische Darstellung der Ausbreitung der Depolarisationswelle entlang der Zellmembran (Konrad 2005).	10
Abbildung 5: Darstellung der Amplitudenverläufe von vier einzelnen motorischen Einheiten und das bei der Ableitung auf der Hautoberfläche resultierende Summenpotential (überlagertes Oberflächensignal) aufgrund der Überlagerung der vier einzelnen Signalverläufe.	11
Abbildung 6: AOSpine Klassifizierung von thorakolumbalen Wirbelkörperfrakturen zur Systematisierung der Frakturmorphologie	14
Abbildung 7: Modell einer Wirbelsäule mit für Demonstrationszwecke eingebauten Fixateuren. A) Blick von dorsal auf die Dornfortsätze, 2x Synthes: blau unten rechts, 6x Depuy: grau, oben und unten links, B) seitlicher Blick, C) sind die wesentlichen Bestandteile des Fixateurs (Schraube, Längsträger, Arretierungsinlet) in einer Nahaufnahme zu sehen. D) zeigt exemplarisch einen für die Implantation des Wirbelkörperersatzes (VBR) präparierten Wirbelkörper.	16
Abbildung 8: Veranschaulichung der offenen Instrumentierung (OSS). A) Freilegen der Wirbelkörper, Ablösen der paravertebralen Muskulatur. B) Einbringen des Schrauben-Stab Systems unter Sicht. C) Vollständig eingebrachtes Schrauben-Stab System. D) Verschlussener OP-Zugang.	18
Abbildung 9: Exemplarische Veranschaulichung der minimalinvasiven Instrumentierung (MISS). A) Kennzeichnung für Inzision an Th6 und Th8, B) Führungshülsen zum Einbringen der Schrauben, C) intraoperative radiologische Kontrolle der Lage der Implantate, D) verschlossene Wundränder der Inzision.	20

Abbildung 10: intraoperative, endoskopische Aufnahmen der thorakoskopischen Operation. A) platzierter Wirbelkörperersatz (grau, Zimmer TM-400) und B) laterale MACS-Platte, C) Einlagerung von autologem Knochenmaterial, D) Verschluss des Diaphragma.....	22
Abbildung 11: Zu sehen sind intraoperative, radiologische Aufnahmen, A (Sagittalebene) und B (Frontalebene): Prüfwerkzeug zur Ermittlung der passenden Größe des Wirbelkörperersatz (VBR), C (Sagittalebene) und D (Frontalebene): platzierter Wirbelkörperersatz (VBR-L [®] , Zimmer) inklusive einer zusätzlichen Spondylodeseplatte (Firma Aesculap MACS [®] , sowie das Schrauben-Stab System des Fixateurs interne (Depuy).....	23
Abbildung 12: Darstellung der paraspinalen Muskelquerschnitte (CSA: <i>cross sectional area</i>) von minimalinvasiv/MISS (PPF) und offen/OSS (OPF) operierten Patienten in (Kim et al. 2005).....	29
Abbildung 13: Darstellung der Altersverteilung in Dekaden der Patienten für die drei Interventionen (OSS: offene Instrumentierung, MISS: minimalinvasiver Instrumentierung, konservativ: konservative Behandlung).....	37
Abbildung 14: Visualisierung aller Patienten und deren analysierte Wirbelsäulenbereiche (kranial des stabilisierten Bereichs: grau/ <i>kranial_{FX}</i> , Bereich des Stabilisierung: rot/ <i>defekt_{FX}</i> , Bereich kaudal der Stabilisierung: schwarz/ <i>kaudal_{FX}</i>). Bei Patienten mit frakturiertem L2 wurde als kaudaler Bereich (schwarzer Punkt/ <i>kaudal_{FX}</i>) die muskuläre Aktivität auf Höhe L4 verwendet.....	38
Abbildung 15: Darstellung des BMI der Patienten für die drei Interventionen (OSS: offene Instrumentierung, MISS: minimalinvasiver Instrumentierung, konservativ: konservative Behandlung).	39
Abbildung 16: Darstellung der Häufigkeiten der Frakturmorphologie anhand der AOSpine Klassifikationen für die drei Interventionen (OSS: offene Instrumentierung, MISS: minimalinvasive Instrumentierung, konservativ: konservative Behandlung). Signifikante Unterschiede in der Verteilung sind mit einem Sternchen versehen.	42

Abbildung 17: Rückansicht eines mit EMG-Messtechnik instrumentierten Patienten während des Gehens auf dem Laufband.	44
Abbildung 18: Exemplarische Darstellung der Elimination der EKG-Artefakte in drei Kanälen. Oben: EMG- und EKG-Artefakten, Unten: die gleichen EMG-Signale von oben nach Elimination der EKG-Artefakte. Der blaue Bereich zeigt die Breite des Wirkungsbereiches der Eliminations-Templates (400 Datensamples bei 2028Hz, bzw. 195ms).	48
Abbildung 19: Darstellung der muskulären Aktivität (RMS in μV) während des zeitnormierten Schrittzklus. Jede einzelne schwarze Linie entspricht der Aktivität während eines Schrittes. Die rote Linie ist der Mittelwert aus allen berücksichtigten Schritten (schwarzen Linien). Unter dem Diagramm ist der Doppelschrittzklus vom Fersenkontakt bis zum erneuten ipsilateralen Fersenkontakt illustriert.	49
Abbildung 20: Darstellung der interpolierten Elektrodenpositionen auf Basis einzelner, palpiertter Wirbelkörper. Die einzelnen Verläufe stellen die individuellen Wirbelsäulenprofile aufgrund der unterschiedlichen Länge der Wirbelsäule der einzelnen Patienten dar. Somit ist die Ableitung der Muskelaktivität der einzelnen und vergleichbaren Wirbel an unterschiedlichen Elektrodenpositionen nötig.	50
Abbildung 21: Schematische Darstellung der Berechnung der Position der nicht zu palpierenden Dornfortsätze (links): schwarz dargestellt und bezeichnet sind die palpierenden Dornfortsätze und deren Position auf dem Elektrodenstreifen, Magenta nicht zu palpierende und interpolierte Positionen der Dornfortsätze. Rechts: Abbildung des EMG-Signals (mittlere Amplitude in μV) und deren bipolare Verortung. Die bipolare Aktivität (schwarze Punkte) berechnet sich als Mittel aus zwei angrenzenden Elektrodenpositionen. Die interpolierte Aktivität entsprechende der Verortung der Dornfortsätze ist mit Punkten in Magenta dargestellt. Sowohl die Verortung der Dornfortsätze, als auch deren zugehöriges EMG-Signal wurden mittels spline Interpolation berechnet.	51
Abbildung 22: Darstellung exemplarischer und schematischer Amplitudenverläufe, die sich in A) am Amplitudenverlauf von gesunden Personen orientiert. Hier sind Amplitudenspitzen beim ipsi- und kontralateralen Fersenaufsatz zu finden. In	

den B) bis F) sind hiervon ausgehend unterschiedliche Amplitudenverläufe abgebildet, die sich in der Anzahl der Amplitudenspitzen und Niveau unterscheiden. In Rot sind die Mittelwerte und die Standardabweichung der Amplitudenverläufe eingezeichnet. Die tatsächlichen Werte hierfür und der daraus berechnete und in dieser Arbeit verwendete Parameter CV (Variationskoeffizient) sind ebenfalls aufgetragen.....	56
Abbildung 23: Darstellung zweier mittlerer Amplitudenzeitverläufe (schwarze Linie) eines zeitnormierten Schrittes von ein und demselben Patienten zu zwei Zeitpunkten (U1 und Follow Up). Der Mittelwert und die Standardabweichung zur Berechnung der intramuskulären Koordination (CV) sind als rote Linien eingezeichnet.	57
Abbildung 24: Dargestellt ist die Anzahl der berufsgenossenschaftlichen (bg-lich) und gesetzlich (nicht bg-lich) krankenversicherten Patienten der drei Therapien (OSS: offene Instrumentierung, MISS: minimalinvasive Instrumentierung, konservativ: konservative Behandlung).	62
Abbildung 25: Darstellung der Kadenz (Dauer pro Schrittdauer in Sekunden) der drei Interventionen zu den beiden Zeitpunkten U2 und Follow Up. Das Sternchen kennzeichnet signifikante Unterschiede.	64
Abbildung 26: Darstellung der Operationsdauer in Minuten der ventralen Stabilisierung für die Interventionen OSS und MISS (OSS: offene Instrumentierung, MISS: minimalinvasive Instrumentierung).	65
Abbildung 27: Darstellung der Operationszeit in Minuten für beide dorsale Instrumentierungen (OSS: offene Instrumentierung, MISS: minimalinvasive Instrumentierung).	67
Abbildung 28: Darstellung der Auswirkung des Wirbelkörperersatzes (VBR) durch ventrale Stabilisierung auf die intramuskulären Koordination (CV-Wert) zu den Zeitpunkten U1 (präoperativer Tag) und U2 (6 Wochen post OP) bei Patienten mit offener dorsaler Instrumentierung (OSS). Signifikante Unterschiede in der Verteilung sind mit einem Sternchen versehen.	69
Abbildung 29: Darstellung der Auswirkung des Wirbelkörperersatz (VBR) durch ventrale Stabilisierung auf die intramuskulären Koordination (CV) zu den	

Zeitpunkten U1 (präoperativer Tag) und U2 (6 Wochen post OP) bei Patienten mit minimalinvasiver dorsaler Instrumentierung (MISS). Signifikante Unterschiede in der Verteilung sind mit einem Sternchen versehen.	71
Abbildung 30: Darstellung der intramuskulären Koordination (CV) für die drei Bereiche <i>kranial_{FX}</i> , <i>defekt_{FX}</i> und <i>kaudal_{FX}</i> , zu zwei Zeitpunkten (U2: 6 Wochen nach OP/Unfall, Follow Up: 6 Monate nach Operation/Unfall) für alle drei Interventionen (OSS: offene Instrumentierung, MISS: minimalinvasiver Instrumentierung, konservativ: konservative Behandlung). Signifikante Unterschiede in der Verteilung sind mit einem Sternchen versehen.	74
Abbildung 31: Dargestellt sind die Mittelwerte (MW) und die Standardabweichung (SD) der Amplitudenverlaufskurven als Boxplot für den Bereich <i>defekt_{FX}</i> in μV , für beide chirurgischen Interventionen zu den Zeitpunkten U1 (6 Wochen nach dorsaler Instrumentierung, entspricht präoperativer Tag der ventralen Stabilisierung) und U2 (6 Wochen nach ventraler Stabilisierung)). Signifikante Ergebnisse der rmANOVAs für die Parameter MW und SD (Intervention (2) \times Zeitpunkt (2)) sind mit Sternchen markiert	81
Abbildung 32: Darstellung exemplarischer und schematischer Amplitudenverläufe (aus Abbildung 22), die sich in A) am Amplitudenverlauf von gesunden Personen orientiert. Rot umrandet sind die korrespondierenden Amplitudenverläufe zu den Ergebnissen anhand der MW, SD und CV für die offene (B) und die minimalinvasive (E) dorsale Instrumentierung.	83
Abbildung 33: Darstellung der Bewegungsausmaße der einzelnen Bewegungssegmente nach White und Panjabi (1990). Rot eingezeichnet ist der Bereich, mit den durch die Fraktur betroffenen Bewegungssegmenten der in dieser Arbeit untersuchten Patienten.	87

2. ZUSAMMENFASSUNG

Die Behandlung traumatischer Wirbelfrakturen kann chirurgisch oder konservativ erfolgen. Die chirurgische Behandlung wiederum kann mittels offener oder minimalinvasiver Instrumentierung durchgeführt werden. Die muskuläre Gewebealteration fällt bei der offenen Instrumentierung stärker aus als bei der minimalinvasiven Instrumentierung. Bei konservativ behandelten Patienten wird die Muskulatur durch die Behandlung nicht geschädigt. Patienten nach Wirbelfrakturen schilderten starke Einschränkung hinsichtlich ausdauernden Gehens mit muskulären Ermüdungserscheinungen und Schmerzen im Rücken. Ursache hierfür könnte eine schlechte intramuskuläre Koordination sein, deren zu hoher Grad an Aktivität mit Phasen geringer Aktivität zu schnellerer Ermüdung führt. Die muskuläre Aktivität der paravertebralen Muskulatur wurde mittels Oberflächenelektromyographie (EMG) erfasst. Die intramuskuläre Koordination wurde anhand des Variationskoeffizienten (CV) parametrisiert. Ziel war es, einen einfachen und praktikablen Parameter zu verwenden, der sowohl das mittlere Amplitudenniveau als auch die Kurvigkeit oder eine Schwankungsbreite der EMG-Verläufe während des zeitnormierten Schrittes berücksichtigt. Signifikante Einflüsse durch die Intervention ließen sich nicht finden. Die ermittelten Effektstärken unterstreichen dies. Insofern kann zu diesem mittelfristigen Zeitpunkt keine Überlegenheit einer der Interventionen hinsichtlich einer besseren intramuskulären Koordination attestiert werden. Um die Ursache der geschilderten Einschränkungen der Patienten besser zu verstehen, wären langfristige Untersuchungen der paravertebralen muskulären Ermüdung wünschenswert, um die Wahl der Intervention am muskelfunktionellen Outcome zu orientieren.

3. PROLOG

Die Inhalte dieser Arbeit wurden im Rahmen eines DGUV (Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung) geförderten Verbundprojektes erarbeitet. Der Titel dieses Vorhabens lautete: „Zielgerichtete Rehabilitationsempfehlungen durch korrelative Analysen morphofunktioneller, intramuskulärer, elektrophysiologischer und MR-basierter Eigenschaften der Rückenmuskulatur für Patienten nach Spondylodese und Schädel-Hirn-Trauma“(FF-FR0194).

Der Arbeitsplan im Verbundprojekt war in mehrere Teilvorhaben untergliedert, für deren Durchführung die nachstehenden beteiligten Einrichtungen jeweils verantwortlich waren. Die in dieser Arbeit beschriebenen Untersuchungen und Ergebnisse beziehen sich auf die Daten, die ich in den Teilvorhaben 1 und 2 erhoben habe.

- Teilvorhaben 1 (TV1): FB Motorik, Pathophysiologie und Biomechanik, Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie, Universitätsklinikum Jena, Erfurter Str. 35, 07743 Jena
- Teilvorhaben 2 (TV2): Kliniken für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie, BG-Klinikum Bergmannstrost, Merseburger Str. 165, 06112 Halle/Saale
- Teilvorhaben 3 (TV3): Medizinische Physik / Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie (IDIR), Universitätsklinikum Jena, MRT-Gebäude (Nr. 5) Philosophenweg 3, 07743 Jena
- Teilvorhaben 4 (TV4): Institut für Spezielle Zoologie und Evolutionsbiologie mit Phyletischem Museum, Friedrich-Schiller-Universität Jena, Ebertstr. 1, 07743 Jena
- Teilvorhaben 5 (TV5): Klinik für Neurologie und Fachübergreifende Frührehabilitation, BG-Klinikum Bergmannstrost, Merseburger Str. 165, 06112 Halle/Saale

Im abgeschlossenen Forschungsvorhaben FR0122 konnten an Patienten nach wirbelsäulen-stabilisierenden Operationen sowohl Koordinationsstörungen als auch Dekonditionierungen der paravertebralen Muskulatur nachgewiesen werden. Ausgehend von diesen Ergebnissen stellt sich die Frage, ob die nachweisbaren Abweichungen der muskulären Funktionen der Patienten als Folge der Operation, primär durch das Trauma bedingt und/oder im Rahmen zentralnervöser Störungen zu interpretieren sind. Die Aufklärung dieser Pathomechanismen

hätte direkte Auswirkungen auf die Auswahl der operativen Maßnahme sowie für die Begründung zielgerichteter Rehabilitationsempfehlungen. Für die Lösung dieser Aufgabe ist eine interdisziplinäre Zusammenarbeit klinischer und theoretischer Fachrichtungen eine notwendige Voraussetzung. Im beantragten Verbund sollten deshalb Patienten mit zentralnervösen Störungen (Schädel-Hirn-Traumata: Klinik für Neurologie, BG-Klinik Bergmannstrost Halle – *Teilvorhaben 5*) und Patienten mit geringem OP-Trauma (minimalinvasive OP-Technik) Patienten mit größerem OP-Trauma (offene Technik) gegenübergestellt werden (Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie, BG-Klinik Bergmannstrost Halle – *Teilvorhaben 2*).

Sowohl die SHT-Patienten, als auch die Patienten mit Wirbelkörperfrakturen (konservativ behandelte, dorsal offen operierte oder dorsal minimalinvasiv operierte Patienten) wurden während statischer und dynamischer Belastungen elektrophysiologisch untersucht (FB Motorik, Pathophysiologie & Biomechanik Jena – *Teilvorhaben 1*). Zusätzlich dazu sollte in Simulationsuntersuchungen (Institut für Spez. Zoologie Jena – *Teilvorhaben 4*) ermittelt werden, welche morpho-funktionellen Konstellationen zu den im EMG beobachteten Befunden führen können. Mit dem entstehenden probandenspezifischen Modell sollen die Auswirkungen von Muskelkontraktionen innerhalb der Muskeln und auf benachbarte Muskelgebiete durch FEM-Simulationen untersucht werden. Für unsere Untersuchungen werden vier Testsituationen – normal, Verblockung, Denervation und Verblockung mit Denervation – simuliert. Zudem soll die während der Operation debridierte (geschädigte und bei der Operation entfernte) Muskulatur hinsichtlich der Fasertypen histologisch aufgearbeitet werden. Im Abgleich mit Datensätzen gesunder Probanden ist so eine Abschätzung degenerativer Veränderungen möglich. Diese Ergebnisse sollen an ausgewählten Patienten im Krankheitsverlauf über die Bestimmung funktioneller (EMG) und morphofunktioneller Kennzahlen mittels MR-Spektroskopie und MR-basierter Bildgebung überprüft und optimiert werden (AG Medizinische Physik / Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie I Jena – *Teilvorhaben 3*). Die so gewonnenen Erkenntnisse könnten einerseits direkt in die Optimierung von Reha-Maßnahmen für Patienten sowohl nach Spondylodese als auch SHT einfließen und andererseits die Komplikationsrate nach Spondylodese-Operationen senken helfen. Damit kann eine erhebliche Reduzierung der Behandlungskosten erwartet werden.

Die hier verwendeten Daten sind von mir im Rahmen der Teilvorhaben 1 und 2 erhoben wurden.

Die Organisation und Durchführung der experimentellen Arbeit erfolgte durch meine Eigenleistung. Im Austausch mit den Ärzten der Unfallchirurgie organisierte ich die Terminierung studienrelevanter Patienten in Halle (bis zu 4 Untersuchungstermine pro Patient). Die elektrophysiologischen Messungen habe ich eigenständig durchgeführt. Bei der im Nachgang durchgeführten Datenanalyse konnte auf vorhandene Algorithmen aus dem Funktionsbereich Motorik zugegriffen werden. Die Zwischenberichte und den Abschlussbericht habe ich federführend für die Teilvorhaben 1, 2 und 5 erstellt.

Die Idee zum Inhalt meiner Arbeit entstand bei Beobachtungen der operierten Patienten auf dem Laufband und in Gesprächen mit ihnen. Die Patienten gingen aus meiner Sicht anders auf dem Laufband als gesunde Probanden. Fast alle Patienten beschrieben Ermüdungserscheinungen im Alltag und Schmerzen, insbesondere bei Spaziergängen oder beim Einkaufen. Uneingeschränkt ausdauerndes Gehen oder gar schnelles Laufen war nach deren Aussagen nicht mehr möglich. Aus meiner Sicht könnte dies von einer veränderten Muskelkoordination herrühren, welche sich dahingehend äußert, dass das Wechselspiel aus funktionsbezogener stärkerer und geringerer Muskelaktivität beim Gehen verändert ist, weil die Muskulatur beim Gehen nicht ausreichend entspannt ist, um zwischen den Belastungsphasen wieder ausreichend durchblutet und mit Nährstoffen versorgt zu werden. Diese Einschränkungen wurde sowohl von den Patienten mit offener Instrumentierung des Fixateurs beschrieben, als auch von den Patienten, die mit minimal invasiver Technik operiert wurden. Die minimal invasive Technik führt zu einem geringeren Ausmaß an Verletzung der Muskulatur durch den Eingriff selbst und scheint daher der offenen Instrumentierung überlegen zu sein. Die Stabilität der Wirbelsäule war für die Patienten durch die Operation gegeben und neurologische Einschränkungen wiesen die Patienten nicht auf. Hieraus vermute ich, dass die Art der Instrumentierung unter Umständen nicht so bedeutsam für die Muskelfunktion ist wie angenommen wird. Um differenzieren zu können, ob die unterstellten muskulären Aktivitätsveränderungen auf die Verletzung selbst oder die Operation zurückzuführen sind, wurden auf meine Anregung hin dem Forschungsprojekt konservativ behandelte Patienten für die Untersuchung hinzugefügt. Diese Patienten erhielten keine Operation, erlitten aber vergleichbare Verletzungen. Ob nun die Operation die Ursache für die geschilderten Einschränkungen ist und sich die Art der Instrumentierung in deren Auswirkung auf die Muskulatur unterscheidet, oder die Fraktur am Ende selbst zu diesen Veränderungen führt, kann anhand dieser Vergleichsgruppe beantwortet werden.

4. EINLEITUNG:

4.1. Wirbelsäule

4.1.1. Anatomie

Die Wirbelsäule ist das zentrale Achsenorgan des Menschen. Es ist wesentlich an der Statik und Dynamik des Rumpfes beteiligt. Die Hauptaufgabe besteht in der Protektion des Rückenmarkes und der Nervenwurzeln. Diese Funktionen können über eine komplexe Wechselwirkung von passiven und aktiven Strukturen realisiert werden. Weitere zugehörige Komponenten des Systems sind die Muskulatur und das Nervensystem.

Der kleinste solitäre anatomische Baustein ist der Wirbel. Ein Wirbel besteht aus dem Wirbelkörper und dem Wirbelbogen mit seinen Fortsätzen, dem Dornfortsatz, den Querfortsätzen und den Gelenkfortsätzen. Der Wirbelkörper und der -Bogen bilden den Spinalkanal, der das Rückenmark und weiter kaudal die Nerven umhüllt. Der Wirbelbogen bildet sich links und rechts aus den Pedikeln, der *Massae laterales* mit den Gelenkfortsätzen und der *Lamina* mit dem Dornfortsatz. Bei der dorsalen Stabilisierung durch interne Fixateur Systeme werden die Schrauben der Fixateure durch diese Strukturen (*Massa lateralis* und Pedikel) bis in den Korpus des Wirbels geschraubt.

Die Spinalnerven treten seitlich durch *Foramina* nach außen und enthalten afferente sowie efferente Nervenfasern. Bei Wirbelfrakturen und der damit verbundener Instabilität besteht die Gefahr, dass bereits durch leichte Verlagerungen der Wirbel die, die durch die *Foramina* ziehenden Nerven verletzt können.

Die Spinalnerven zweigen sich nach dem Durchtritt durch die *Foramina* in die *Rr. dorsales* und *Rr. anteriores* auf. Die paravertebrale Muskulatur wird segmental durch die Spinalnerven (*Rr. posteriores*) innerviert, die *Rr. anteriores* innervieren die übrige Skelettmuskulatur (Abbildung 1). Insbesondere die *Rr. dorsales* liegen im Bereich der dorsalen operativen Zugänge, wodurch sie während der stabilisierenden Operation verletzt werden können. Eine Verletzung der *Rr. posteriores* kann eine Denervation der segmentalen paravertebralen Muskulatur zur Folge haben. In Abbildung 1 sind die sich an jedem Wirbelkörper im thorakalen und lumbalen Bereich wiederholenden nervalen Strukturen dargestellt. Bei den Operationen wird versucht, Läsionen dieser Nerven zu vermeiden, auszuschließen ist dies jedoch nicht, weder bei minimal invasiven noch bei offenen Instrumentierungstechniken. Der

Verlauf der Nerven unterliegt einer gewissen Varianz. Profunde anatomische Kenntnisse können das Risiko einer ungewollten Verletzung minimieren, aber nicht absolut verhindern.

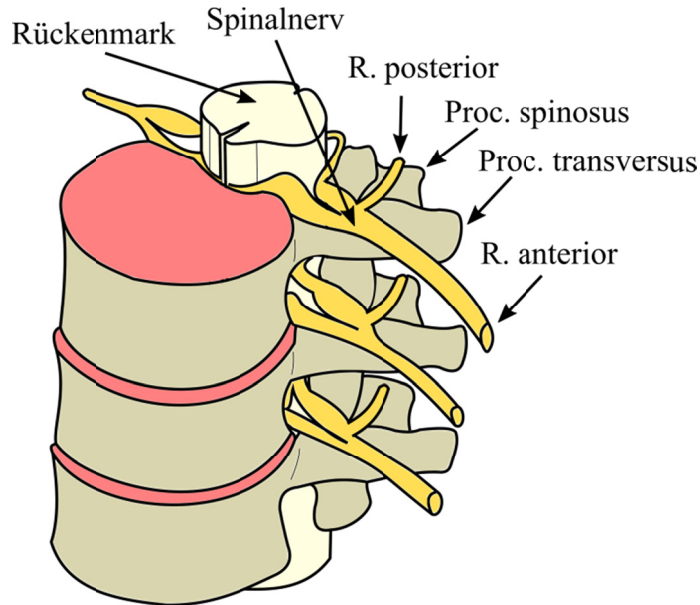


Abbildung 1: Darstellung der nervalen Strukturen an einem Wirbelkörper. Die *Rr. posteriores* der Spinalnerven innervieren die paravertebrale Muskulatur und die *Rr. anteriores* die übrige Skelettmuskulatur (Tscheme 2006).

4.1.2. Bewegungssegment

Untereinander sind die Wirbelkörper durch Bandscheiben und Bandstrukturen verbunden. Die kleinste funktionelle Einheit der Wirbelsäule ist das Bewegungssegment oder FSU - *functional spine unit* - (Panjabi und White 1980). Für die Stabilisierung der Wirbelsäule ist das Bewegungssegment von wesentlicher Bedeutung (Abbildung 2). Das Bewegungssegment bildet die bewegliche Verbindung zweier Wirbel miteinander, bestehend aus der Bandscheibe mit angrenzendem Knochen und den Wirbelgelenken. Zum Segment gehören anatomisch und funktionell der Spinalnerv mit dem dazugehörigen Myo- und Dermatome.

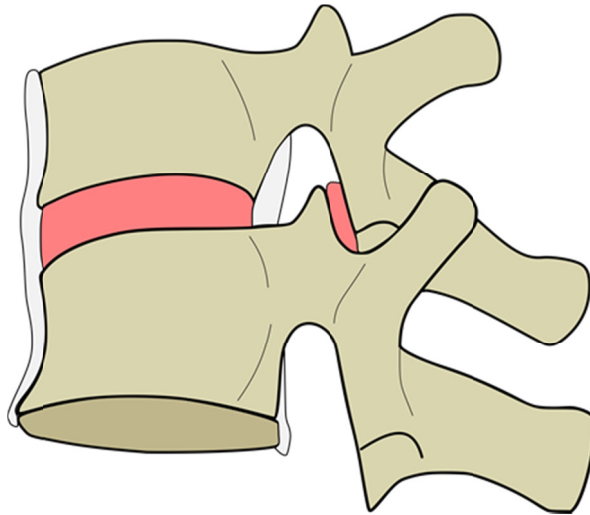


Abbildung 2: Schematische Darstellung eines Bewegungssegments und dessen artikulierende Anteile (rot).

Bei einer mechanischen Instabilität des Bewegungssegments aufgrund von traumatischen Wirbelkörperfrakturen wird mittels dorsaler und ventraler Stabilisation (Spondylodese) das Bewegungssegment durch ein Schrauben-Stab-System (Fixateur) abgestützt. Durch die Spondylodese soll eine Versteifung des Bewegungssegments mit irreversibler Bewegungseinschränkung in diesem Segment erreicht werden. Die Bewegungsumfänge zwischen benachbarten Wirbelkörpern sind sehr unterschiedlich hinsichtlich Ausmaß und Richtung (White und Panjabi 1990). Insofern ist die Auswirkung der Spondylodese von der Bewegungseinschränkung sowie von der Lokalisation unterschiedlich und abhängig vom stabilisierten Segment. Die Richtung der Beweglichkeit wird wesentlich über die Form und Stellung der Wirbelgelenke definiert. Die Bandscheiben und die Bandverbindungen führen zu einer Limitierung des Bewegungsausmaßes. In Abbildung 3 sind die unterschiedlichen Umfänge der Bewegungssegmente dargestellt. Es ist zu sehen, dass die laterale Flexion über das Profil der Wirbelsäule relativ konstant verteilt ist, während die Bewegungsumfänge der Rotation, der Extension und Flexion deutlich unterschiedlich und abhängig vom Bewegungssegment sind.

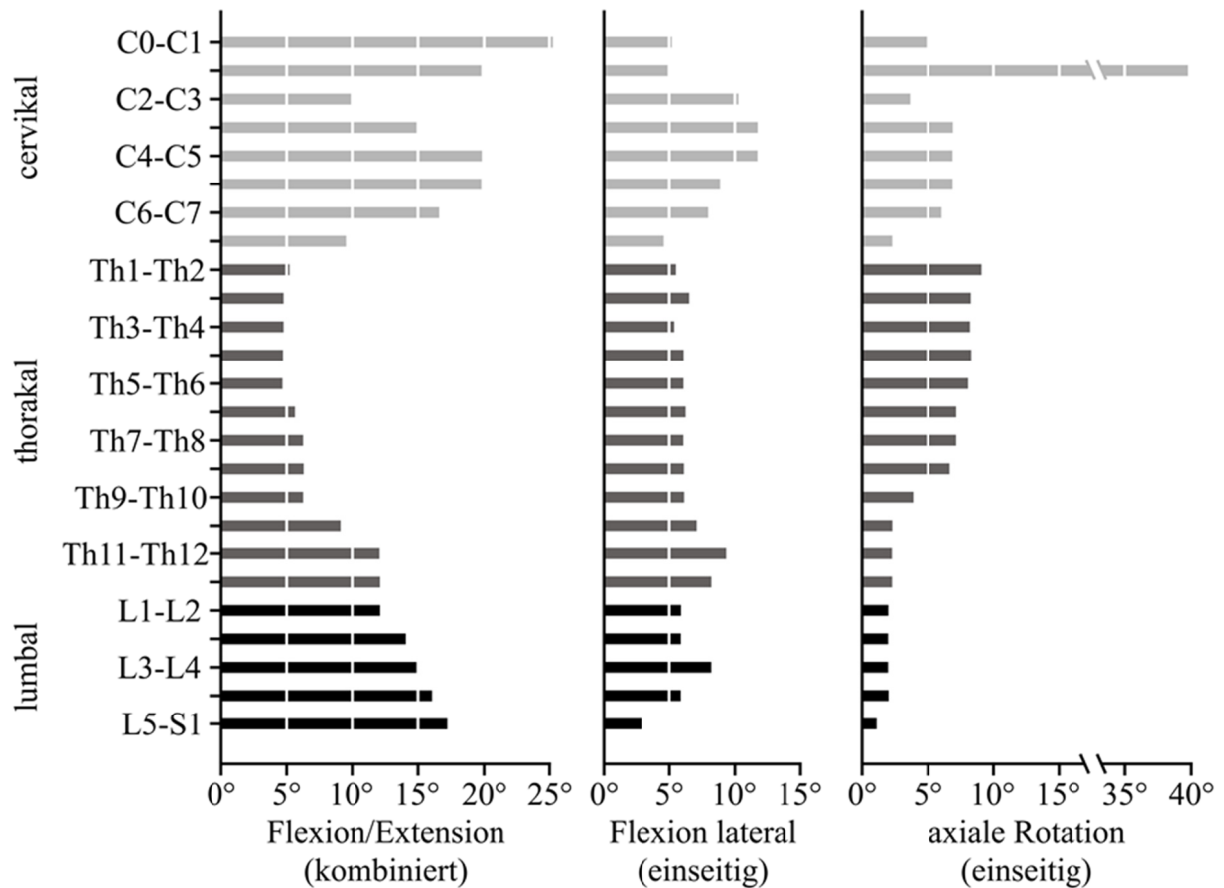


Abbildung 3: Bewegungsausmaß der einzelnen Bewegungssegmente nach White und Panjabi (1990).

In der Sagittalebene sind 240°, in der Horizontalebene 210° und in der Frontalebene 180° möglich. Zu den rotatorischen Freiheitsgraden kommt die Möglichkeit minimaler Translationsbewegungen zwischen benachbarten Wirbelkörpern hinzu (Voss und Herrlinger 1979).

Neben der mechanischen Versteifung des Bewegungssegments und der damit nicht mehr ausführbaren und ursprünglich gewohnten Bewegung entfallen auch die durch die Bewegung induzierten Reize auf die dem Bewegungssegment zugehörigen Anteile, bestehend aus Bändern und Faszien. Die Bänder und Faszien der Wirbelsäule sind nicht nur als passives System zu verstehen, sondern sie sind auch sensorisches Organ (Solomonow et al. 1998, Scapinelli et al. 2006). Es liefert Information über die momentane Beanspruchung und Position der Bewegungssegmente und die übertragenen Kräfte über mehrere Wirbelkörper hinweg. Im Zusammenspiel mit der Muskulatur kann die Wirbelsäule aktiv stabilisiert und vor Verletzungen und Überbeanspruchungen geschützt werden. Die fehlenden oder reduzierten sensorischen Reize der Bänder und Faszien aufgrund der

Bewegungseinschränkung durch die Spondylodese stellen eine neue Situation für das neuromuskuläre Zusammenspiel dar.

Die Wirbelsäule wird durch zahlreiche muskuläre Strukturen bewegt und stabilisiert. Die paravertebrale Muskulatur besteht aus den Hauptmuskeln *M. iliocostalis*, *M. longissimus*, *M. multifidus*, *M. semispinalis* und *M. spinalis*. Wie bereits oben erwähnt, sind die *Rr. posteriores* bei der dorsalen Instrumentierung insofern relevant, als dass die verwendeten Fixateure in deren unmittelbarer Nähe eingebracht werden. Bei der offenen Instrumentierung wird der komplette paravertebrale Muskelstrang von den Dornfortsätzen und den Wirbelbögen nach lateral abgelöst, um den Fixateur mit freier Sicht einzubringen (siehe Kapitel 4.4.2 Zugangswege). Eine Verletzung der *Rr. posteriores* und einer daraus folgender Denervation führt zu einem Ausfall der Innervation der paravertebralen Muskulatur in diesem Bewegungssegment.

4.2. Erfassung der Muskelaktivität mittels Oberflächenelektromyographie

Mit Hilfe der Oberflächenelektromyographie (EMG) lassen sich Aussagen zur Aktivität der Muskulatur machen, die dann im funktionellen Kontext untersucht und bewertet werden kann. Die EMG ist ein seit Jahrzehnten etabliertes Verfahren zur nicht invasiven Erfassung der Muskelaktivität. Es ist zu erwarten, dass die Patienten eine veränderte paravertebrale Muskelaktivität zeigen, unabhängig davon, ob hier die Fraktur oder Operation ursächlich ist. Insbesondere kurz- bis mittelfristig ist davon auszugehen, dass sich die muskuläre Aktivität zwischen gesunden Personen und Patienten mit Wirbelfrakturen unterscheidet, unabhängig davon ob diese konservativ oder chirurgisch behandelt wurden. Es stellt sich die Frage, inwieweit sich die Interventionen bezüglich ihrer Auswirkungen unterscheiden bzw., ob eine der beiden Eingriffsarten bei der Behandlung von traumatischen Wirbelkörperfrakturen überlegen ist.

Die Funktionsweise der EMG ist grundsätzlich mit der Elektrokardiographie (EKG) vergleichbar. Der Aktivierungsimpuls wird durch das Aktionspotential der innervierenden Nerven an den motorischen Endplatten über Vesikel mit Acetylcholin an die Muskelzelle übermittelt. Dies führt, gesteuert durch Ionenkanäle, zu einer Depolarisationswelle der Muskelzelle, welche sich über die gesamte Muskelzelle ausbreitet (siehe Abbildung 4).

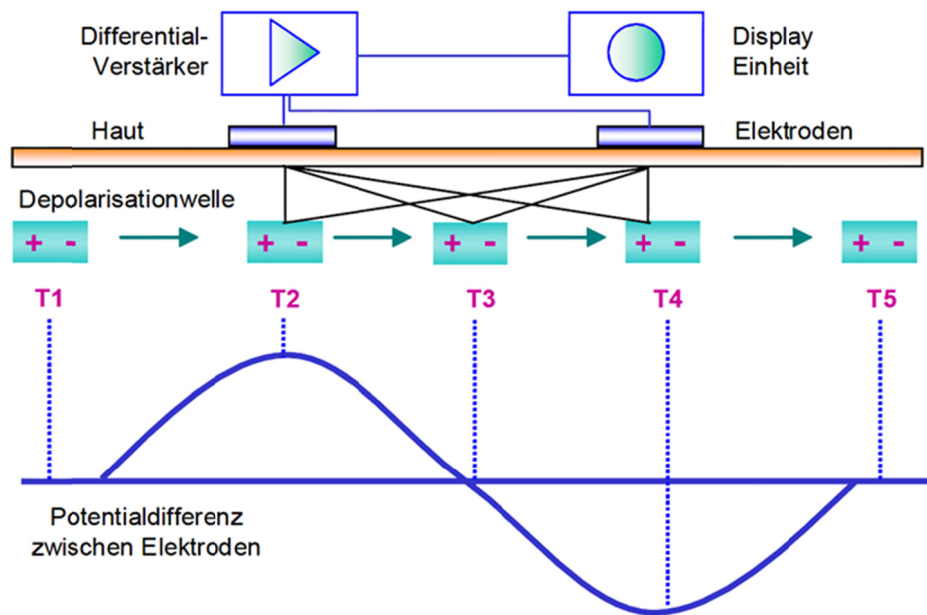


Abbildung 4: Schematische Darstellung der Ausbreitung der Depolarisationswelle entlang der Zellmembran (Konrad 2005).

Die Depolarisation wird gefolgt von einer Repolarisation. Diese Potentialdifferenz lässt sich auf der äußeren Haut, ableiten und mit entsprechender Messtechnik aufzeichnen (Konrad 2005). Da die Überschreitung einer Erregungsschwelle immer zur Depolarisation, gefolgt von der Muskelkontraktion, führt (elektromechanische Kopplung), kann man durch Ableitung der Potentialdifferenz Rückschlüsse auf die Kontraktion ziehen. Die erfasste Aktivität mittels Elektroden auf der Haut stellt immer ein Summenpotential von verschiedenen Muskelzellen dar. Hierbei kann es bei gegen-phasischen Überlagerungen einzelner Aktionspotentiale zur Auslöschung der Potentialdifferenzen kommen. Bei gleich-phasischer Überlagerung addieren sich die Amplituden (siehe Abbildung 5).

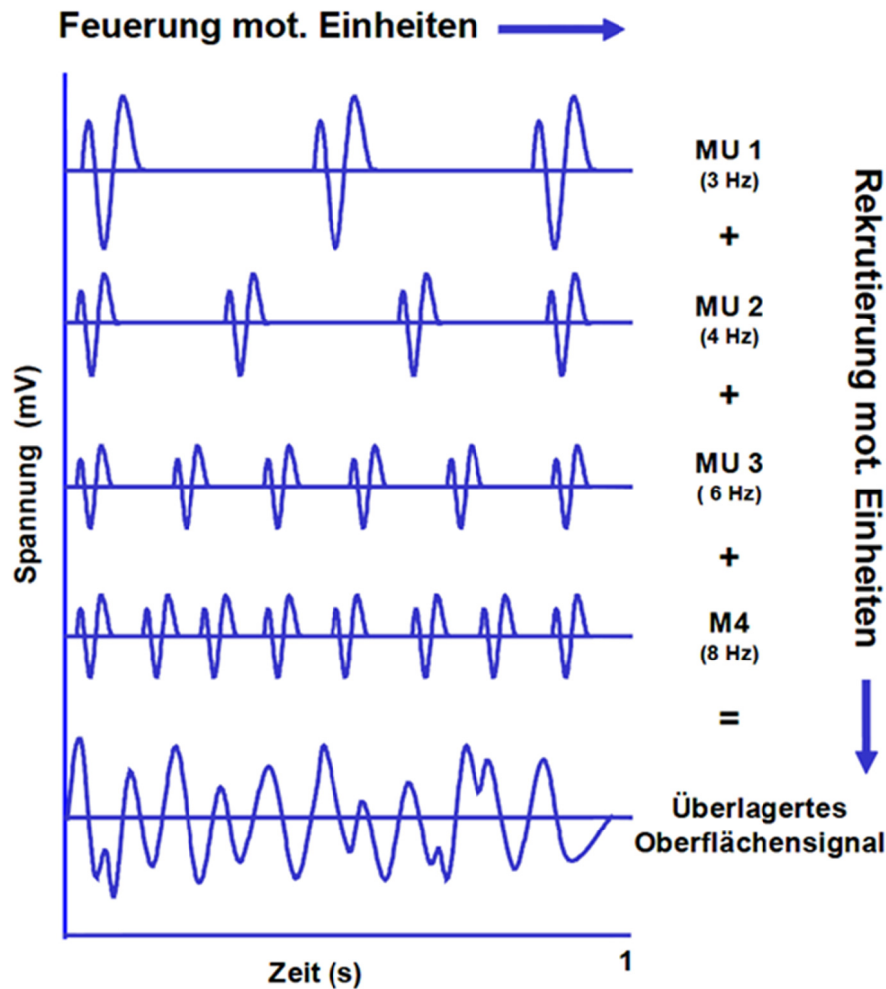


Abbildung 5: Darstellung der Amplitudenverläufe von vier einzelnen motorischen Einheiten und das bei der Ableitung auf der Hautoberfläche resultierende Summenpotential (überlagertes Oberflächensignal) aufgrund der Überlagerung der vier einzelnen Signalverläufe.

Mithilfe dieser nicht invasiven Methode ist es möglich, die Aktivität der Muskulatur zu erfassen und diese sowohl zwischen verschiedenen Zeitpunkten als auch zwischen Interventionen zu vergleichen. Voraussetzung hierfür ist eine adäquate und standardisierte Applikation der Elektroden und Verwendung der Messtechnik. Die konkret verwendete Messtechnik, die Verarbeitung der Signale und die verwendeten Parameter werden in Kapitel 6.4 beschrieben.

4.3. Dorsoventrale Stabilisierung

In dieser Arbeit wurden Patienten untersucht, die eine traumatische Wirbelkörperfraktur erlitten haben. Als allgemeine Indikation zur Fusion von Wirbelsäulensegmenten gelten die Instabilität selbst und Fehlformen. Die hier untersuchten Patienten wurden aufgrund einer Instabilität, bedingt durch eine traumatische Wirbelfraktur, operiert. Als klinische Instabilität wird bezeichnet: der Verlust der Fähigkeit der Wirbelsäule bei physiologischen Belastungen das Alignment (Ausrichtung) zu bewahren, mit fehlender Protektion vor neurologischem Defizit, fehlender Verhinderung von Fehlstellungen und fehlender Schmerzfreiheit (Panjabi und White 1980).

Ursachen für Instabilitäten und Fehlformen, die eine Indikation zur Fusionsoperation darstellen, können verschieden sein:

- Degeneration des Bewegungssegmentes
- **Trauma (in dieser Arbeit relevant)**
- Entzündung
- Tumor
- iatrogen nach Wirbelsäulenoperationen
- Idiopathisch
- neurogen

Die Fusion oder auch Spondylodese ist als eine Maßnahme definiert, die zur endgültigen und rigiden Stabilisierung von einem oder mehreren Wirbelsäulensegmenten und zu einem irreversiblen Bewegungsverlust der Segmente führt.

Eine Spondylodese kann instrumentiert in zwei aufeinanderfolgenden Operationen erfolgen. Bei Indikationen traumatisch bedingter Instabilitäten zur Fusion ist ein standardisiertes Verfahren die Reposition und Instrumentierung von dorsal in einem ersten Schritt. Dies kann mittels offenem oder minimalinvasiven Zugang geschehen. Dieser Maßnahme folgt nach Einheilung der Implantate in einem zweiten Schritt die ventrale Abstützung der Wirbelkörper mittels Wirbelkörperersatzimplantat, ggf. ventraler Platteninstrumentierung und Anlagerung von autologem und/oder allogenen Knochens bzw. diverser Knochenersatzmaterialien.

Sobald die stabilisierten Wirbelsäulensegmente miteinander knöchern fusioniert sind, besteht die Möglichkeit, den dorsalen Fixateur zu entfernen. Die Einschränkung der Beweglichkeit verbleibt jedoch.

Die operative Behandlung thorakolumbalen Wirbelfrakturen unterliegt folgenden Standards (Kandziora und Pingel 2018):

- der Reposition der Verletzung,
- der Stabilisierung der Wirbelsäule,
- der Dekompression neurogener Strukturen und
- der Durchführung einer Fusion, um eine langanhaltende Stabilität zu erzielen.

Ziel der dorsoventralen Stabilisierung ist die Fusion, die Versteifung von Bewegungssegmenten unter Einhaltung der oben erwähnten Standards. Erreicht werden kann dies mittels dorsalem Fixateur, der das verletzte Bewegungssegment überspannt, einem Wirbelkörperersatz (VBR – *vertebral body replacement*) und der Anlagerung von Fusionsmaterial.

4.4. AOSpine

Um die Frakturmorphologie und die Schwere der Fraktur zu klassifizieren, hat sich die Klassifikation nach AOSpine etabliert. Der Schweregrad einer Fraktur und daraus resultierende Instabilitäten sind ein Kriterium zur Entscheidung der weiteren Behandlung. Zusätzlich ist es möglich, dass der Schweregrad einer Fraktur auch direkte Auswirkungen, durch lokale Schmerzen oder Muskelverletzungen, und indirekte Auswirkungen, vermittelt durch Bänder, Faszien oder Psyche, auf die Muskulatur hat. Die Klassifizierung nach AOSpine unterteilt in drei Hauptkategorien (Abbildung 6):

- A. Kompressionsfrakturen (kleine, den Wirbelkörper nicht direkt betreffende Frakturen, Kantenbeteiligung, Teilungsfrakturen, inkomplette und komplette Berstungsfraktur)
- B. Frakturen aufgrund von Zerreißung (transosseäre Band-Zerreißung, Zerreißung posteriorer Bandstrukturen, Hyperextensionstraumata)
- C. Frakturen aufgrund seitlicher Einwirkungen mit Verlagerungen (Verschiebung, Dislokation)

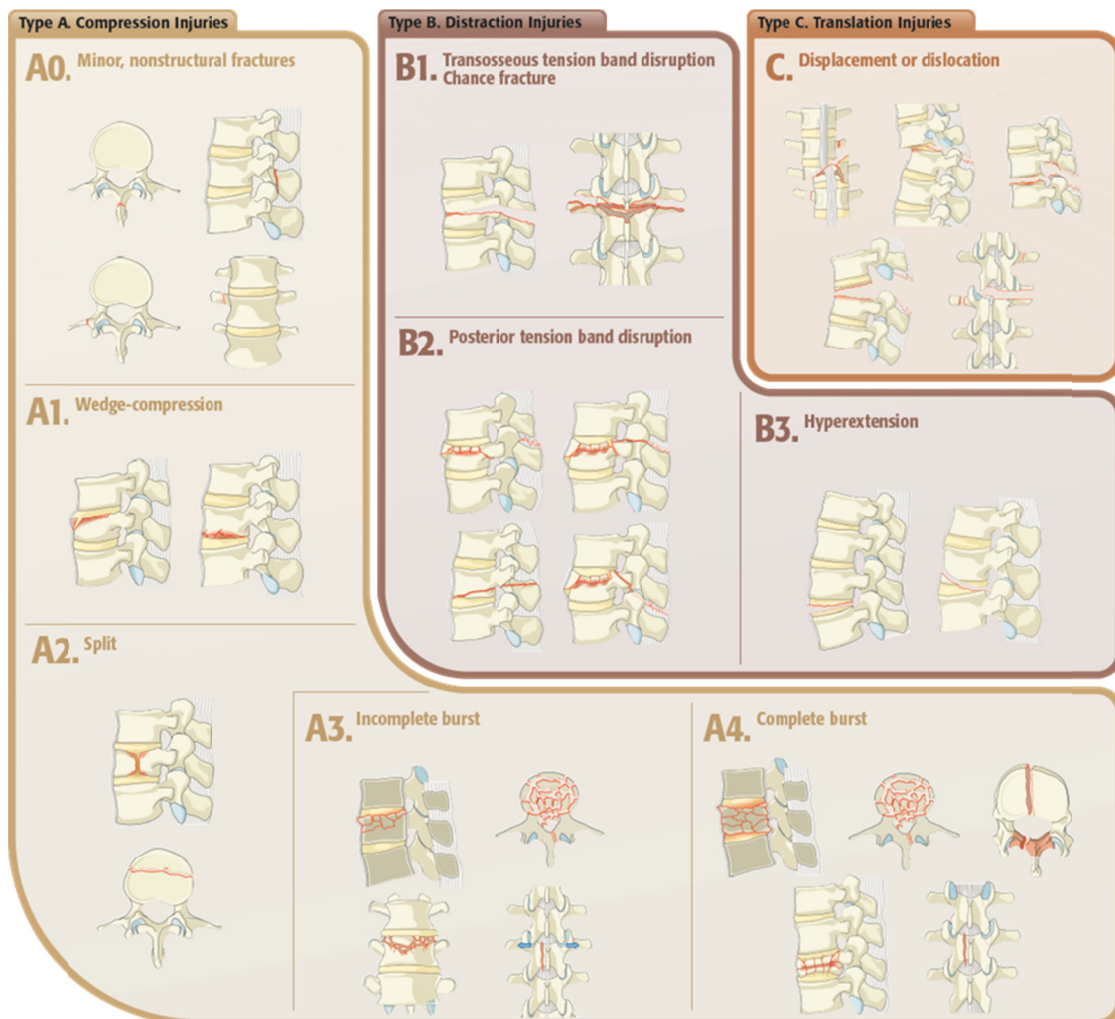


Abbildung 6: AOSpine Klassifizierung von thorakolumbalen Wirbelkörperfrakturen zur Systematisierung der Frakturmorphologie

4.4.1. Historie der chirurgischen Behandlung von Wirbelfrakturen

Erste Wirbelsäulenoperationen mit dem Ziel der Behandlung und Stabilisierung von Deformitäten wurden 1891 durch Hadra (1975) dokumentiert. Hierbei wurden Dornfortsätze durch Drähte bei Patienten mit Pott-Krankheit (tuberkulöse Wirbelsäuleninfektion mit konsekutiver kyphotischer Ankylose) stabilisiert. Hibbs führte 1911 die knöcherne Fusion mittels Tibiaspänen und Anfrischung des Knochens an deformierten Wirbelsäulen durch (Hibbs 1988, Moen und Nachemson 1999). 1933 wurde erstmals Beckenknochen zur knöchernen Fusion verwendet (Ghormley 1933). Erste dorsale Platzierungen von Schrauben zur Stabilisierung wurden von Boucher (1959) beschrieben. Im Jahr 1963 erfolgte erstmals eine Plattenosteosynthese (Spondylodese) unter Verwendung von Pedikelschrauben durch den französischen Chirurgen Roy-Camille. Magerl übertrug das Fixateur-externe-Prinzip, welches an den Extremitätenknochen bereits etabliert war, auf die Wirbelsäule. Er reponierte und

retinierte Frakturen der Brust- und Lendenwirbelsäule mittels eines AO-Fixateur externe (Magerl 1984). Die ersten winkelstabilen internen Systeme zur Fixation wurden von Dick und Kluger publiziert (Dick 1987, Dick et al. 1985). Erste intervertebrale Cages („Bagby Basket“) wurden 1988 bei Pferden verwendet (Bagby 1988). Seither haben sich die Fixationstechniken stetig weiterentwickelt, so dass mittlerweile eine Vielzahl an Systemen mit unterschiedlichen Funktionsweisen und Materialien zur Verfügung steht.

4.4.2. Dorsale Zugangstechniken

Ziel der dorsalen Implantation ist das Einbringen eines rotations- und winkelstabilen Implantats auf einer möglichst kurzen Strecke (segmentsparende Stabilisation) bei gleichzeitiger Korrektur von frakturbedingten Fehlstellungen. Die dorsale Instrumentierung kann auf zwei verschiedene Weisen erfolgen. Zum einen ist dies durch offene Instrumentierung (OSS – *open spine surgery*) und zum anderen durch die minimalinvasive Instrumentierung (MISS – *minimal invasive spine surgery*) möglich. Die verwendeten Bestandteile für einen Fixateur sind für beide Instrumentierungen gleich. Die relevanten Bestandteile für einen internen Fixateur sind (siehe auch Abbildung 7):

- Pedikelschrauben
- Längsträger
- Arretierungsinlets
- ggf. Querverbindern

Der Unterschied zwischen beiden Instrumentierungen liegt im technischen Umfang und der Art der Ausführung der Hardware, die für Implantation benötigt werden.

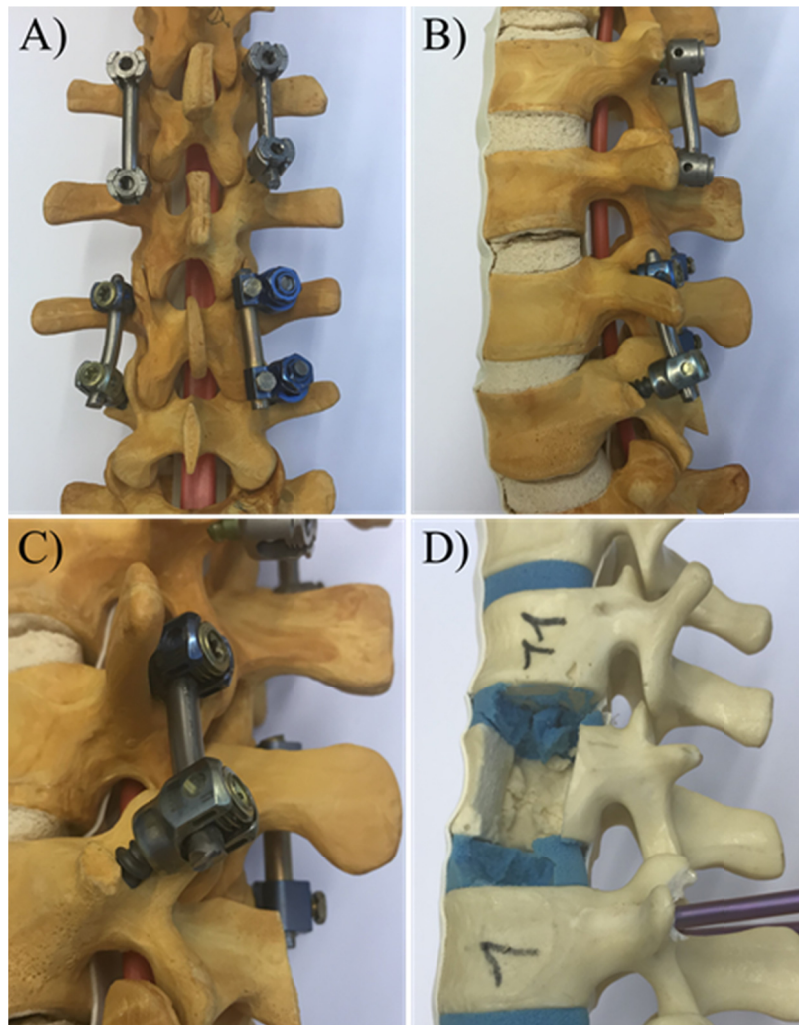


Abbildung 7: Modell einer Wirbelsäule mit für Demonstrationszwecke eingebauten Fixateuren. A) Blick von dorsal auf die Dornfortsätze, 2x Synthes: blau unten rechts, 6x Depuy: grau, oben und unten links, B) seitlicher Blick, C) sind die wesentlichen Bestandteile des Fixateurs (Schraube, Längsträger, Arretierungsinlet) in einer Nahaufnahme zu sehen. D) zeigt exemplarisch einen für die Implantation des Wirbelkörperersatzes (VBR) präparierten Wirbelkörper.

Offen Instrumentierung (OSS)

Bei der OSS wird die Instrumentierung unter direkter Sicht auf den *Situs* (Operationsgebiet) vorgenommen. Hierfür wird durch einen langen Schnitt über den Dornfortsätzen und anschließendem Ablösen der paravertebralen Muskulatur von den Dornfortsätzen und der *Lamina* der Fixateur eingebracht (siehe Abbildung 8). Die Länge der Inzision ist vom Umfang der zu stabilisierenden Segmente abhängig. Bei der Stabilisierung *eines* frakturierten Wirbels können *zwei* Bewegungssegmente miteinander verbunden werden. Das heißt, der *Situs* erstreckt sich über drei Wirbel. Durch das Ablösen der Muskulatur besteht die Gefahr der Verletzung der *Rr. posteriores*. Allerdings wird durch sorgfältiges Vorgehen versucht, die Verletzungen jeglicher Strukturen und insbesondere von Nerven zu vermeiden. In Abbildung 8 sind einzelne Schritte der offenen Instrumentierung zu sehen.

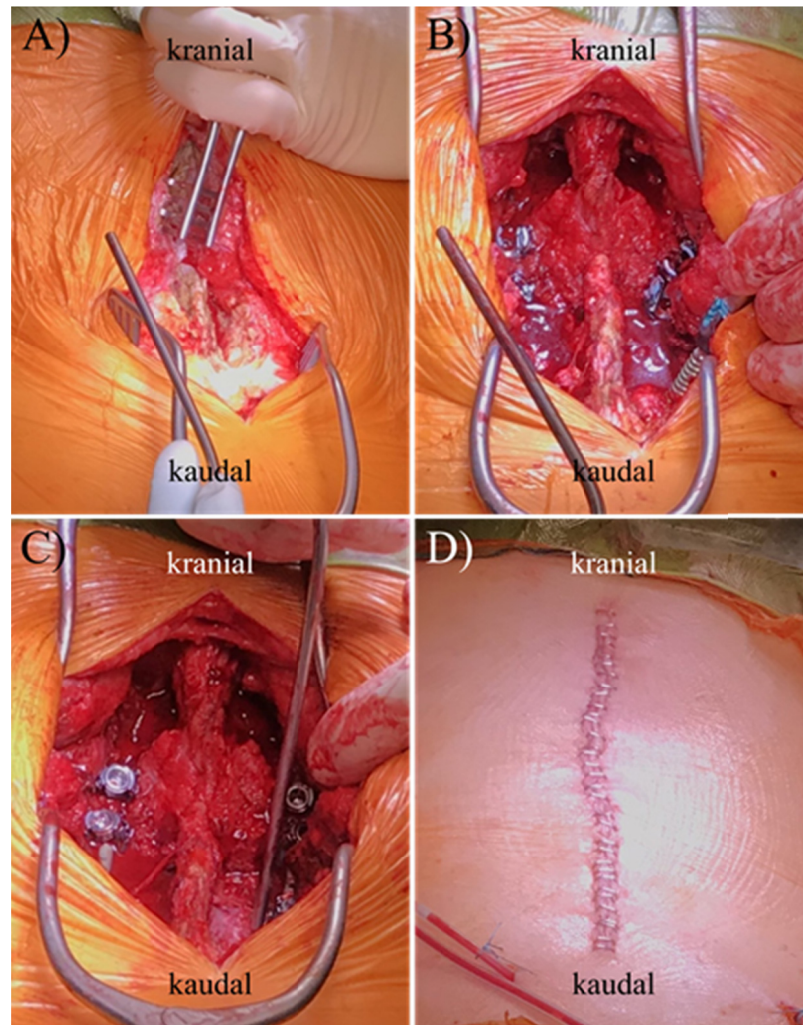


Abbildung 8: Veranschaulichung der offenen Instrumentierung (OSS).
 A) Freilegen der Wirbelkörper, Ablösen der paravertebralen Muskulatur.
 B) Einbringen des Schrauben-Stab Systems unter Sicht. C) Vollständig
 eingebrachtes Schrauben-Stab System. D) Verschlossener OP-Zugang.

Minimalinvasive Instrumentierung (MISS)

Bei der minimalinvasiven Chirurgie wird durch kleine Inzisionen das notwendige Instrumentarium geführt. Diese Operationstechniken haben sich in der Chirurgie in vielen Bereichen als Standardverfahren aufgrund der geringeren Invasivität etabliert. Auch für die Wirbelsäule konnten positive Effekte für die MISS nachgewiesen werden (Prokop et al. 2009, Grass et al. 2006, Blattert und Katscher 2018). Eine steigende Invasivität erhöht den Blutverlust, erhöht das Infektionsrisiko und führt zu einem längeren Krankenhausaufenthalt (Thompson et al. 1997, Arts et al. 2007, Kumbhare et al. 2008, Regev et al. 2009).

Im Rahmen von MISS-Eingriffen werden die Führungshilfen für die Schrauben jeweils über kleine Schnitte durch die paravertebrale Muskulatur eingefügt (siehe Abbildung 9). Die korrekte Position der Führungshilfen wird während der Operation immer wieder radiologisch überprüft. Die Röntgendiagnostik erfolgt mit einem mobilen Gerät, zu sehen in Abbildung 9C. Bei der OSS erfolgt die radiologische Kontrolle in einem deutlich geringeren Umfang. Sobald die Pedikelschrauben eingebracht wurden, werden die Längsträger ebenfalls durch die Führungshilfen eingefügt und stumpf unter der Muskulatur entlang geschoben. Anschließend wird das Schrauben-Stab System miteinander arretiert. Aufgrund der reduzierten Sicht ist die Genauigkeit geringer und somit sind Fehllagen häufiger als bei OSS (Schizas et al. 2009, Wiesner et al. 1999).

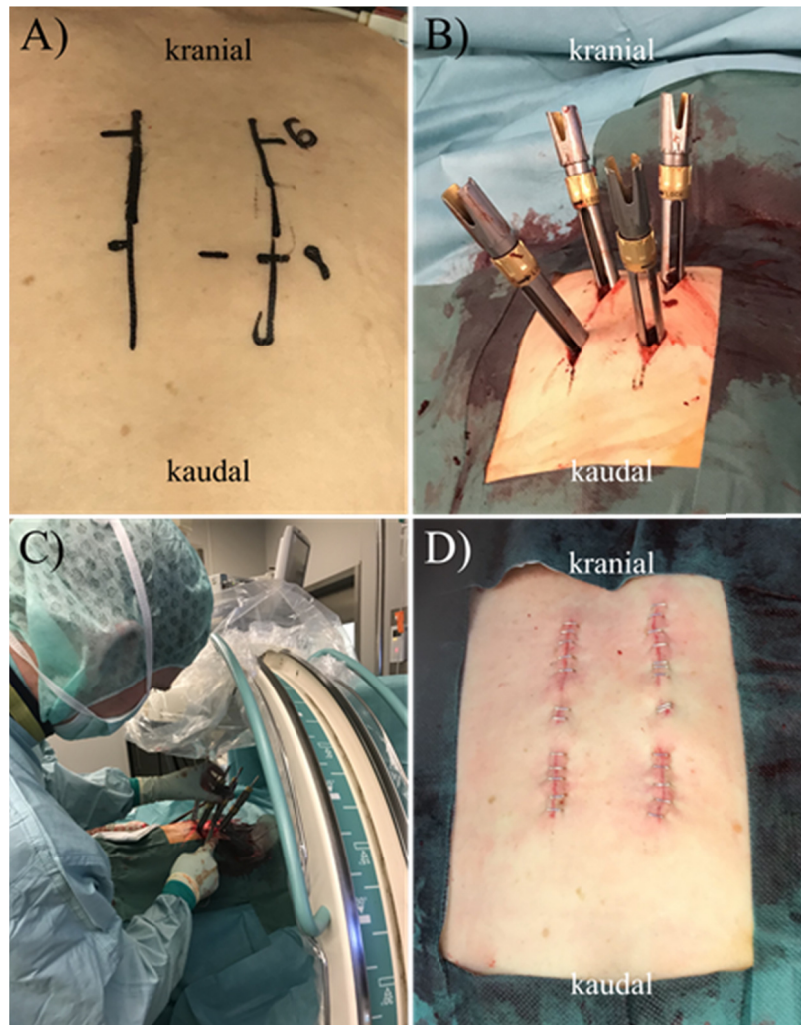


Abbildung 9: Exemplarische Veranschaulichung der minimalinvasiven Instrumentierung (MISS). A) Kennzeichnung für Inzision an Th6 und Th8, B) Führungshülsen zum Einbringen der Schrauben, C) intraoperative radiologische Kontrolle der Lage der Implantate, D) verschlossene Wundränder der Inzision.

4.4.3. Wirbelkörperersatz (VBR)

Eine alleinige dorsale Instrumentierung sichert die Korrektur einer Fehlstellung langfristig nicht ausreichend ab (Knop et al. 2001). Um eine ausreichende Stabilität zu erzielen und einen postoperativen Korrekturverlust zu verhindern, wird empfohlen, das Bewegungssegment zusätzlich von ventral zu stabilisieren. Einzig bei Typ A Frakturen nach AOSpine (siehe Abbildung 6) besteht die Möglichkeit einer ausreichenden Stabilisierung ausschließlich mittels dorsaler Stabilisierung. Die ventrale Stabilisierung des Bewegungssegments kann über einen Wirbelkörperersatz (VBR), Plattenspondylodese und mittels Knochenspantransplantation erfolgen. Die Instrumentierung erfolgte im Rahmen dieser Studie bei allen operierten Patienten in minimal invasiver Form von seitlich, in gleicher Art und Weise. Im Fall eines VBR wird ein Teil des frakturierten Wirbelkörpers entfernt, die Grund- und Deckplatte der beiden angrenzenden Wirbel abgeschabt (Entfernung der Bandscheibe) und der VBR implantiert (siehe Abbildung 7D und Abbildung 10).

Durch diese Instrumentierung und Anlagerung von Fusionsmaterial werden die beiden angrenzenden Wirbelkörper miteinander mit dem Ziel einer knöchernen Versteifung des Bewegungssegments verbunden. Aufgrund der Verfügbarkeit unterschiedlicher Größen der Implantate können in einem gewissen Umfang individuelle Gegebenheiten berücksichtigt werden (Durchmesser, Kippung der Deckplatten, Höhe des Implantats). Das Knochenmaterial, welches bei der Präparation der frakturierten Wirbelkörpers beseitigt wird, findet als Fusionsmaterial Verwendung.

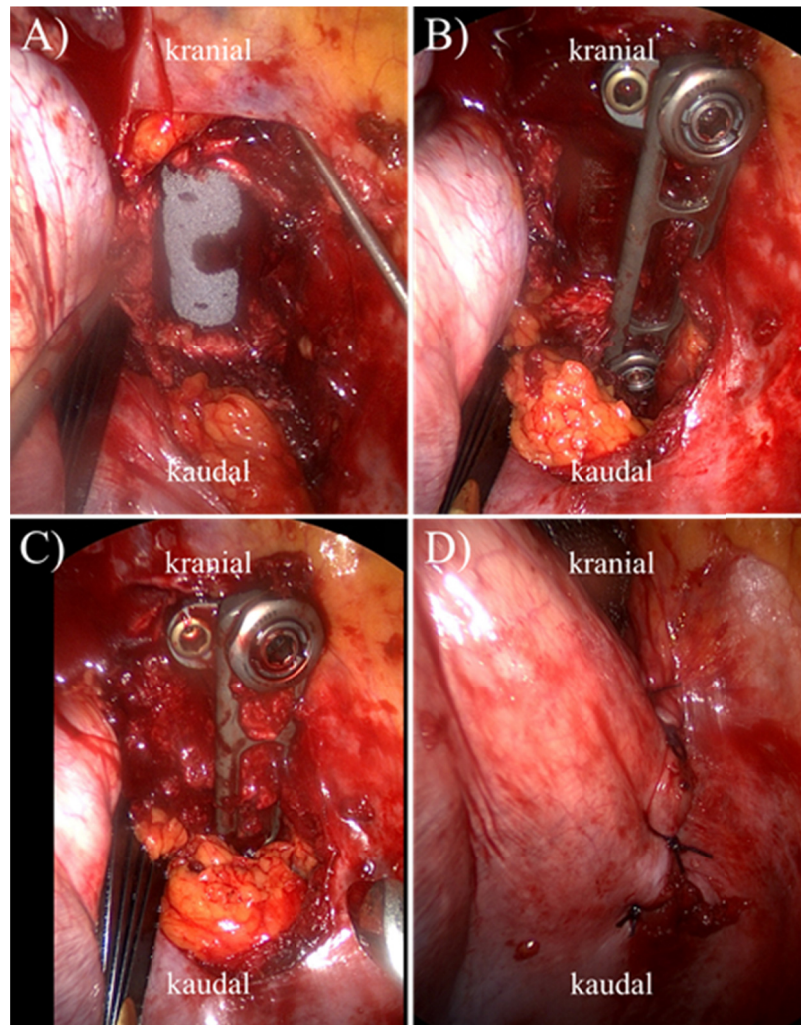


Abbildung 10: intraoperative, endoskopische Aufnahmen der thorakoskopischen Operation. A) platzierter Wirbelkörperersatz (grau, Zimmer TM-400) und B) laterale MACS-Platte, C) Einlagerung von autologem Knochenmaterial, D) Verschluss des Diaphragma

In Abbildung 11 oben ist in der radiologischen Aufnahme ein Test-VBR zu sehen um den Sitz des eigentlichen VBR vorab zu prüfen. Die komplette dorsoventrale Stabilisierung ist anhand der radiologischen Bilder in Abbildung 11 unten zu sehen.

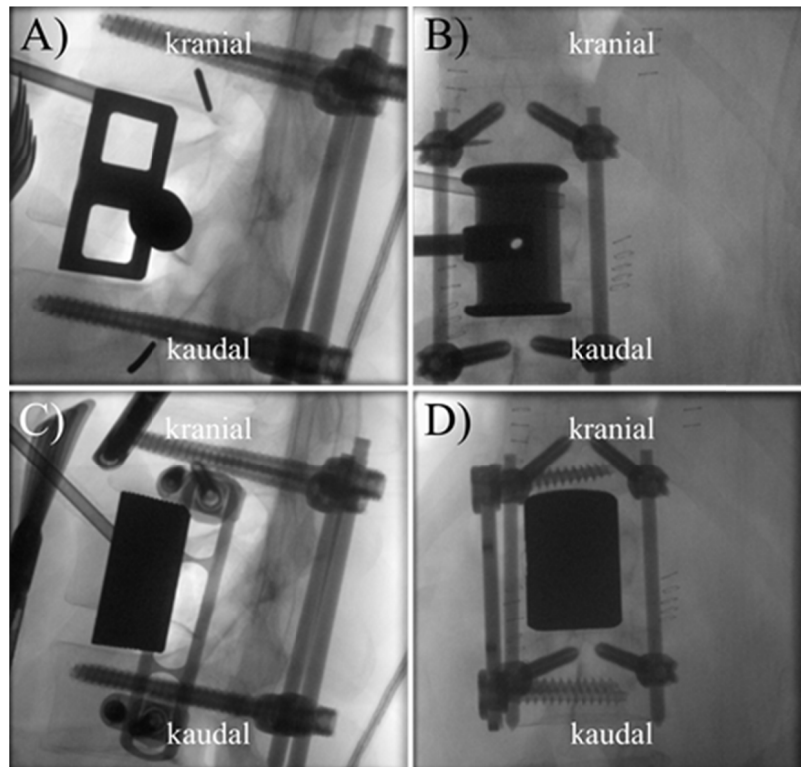


Abbildung 11: Zu sehen sind intraoperative, radiologische Aufnahmen, A (Sagittalebene) und B (Frontalebene): Prüfwerkzeug zur Ermittlung der passenden Größe des Wirbelkörperersatz (VBR), C (Sagittalebene) und D (Frontalebene): platzierter Wirbelkörperersatz (VBR-L[®], Zimmer) inklusive einer zusätzlichen Spondylodeseplatte (Firma Aesculap MACS[®], sowie das Schrauben-Stab System des Fixateurs interne (Depuy).

4.5. Konservative Behandlung

Bei der konservativen Behandlung wird gänzlich auf eine Instrumentierung und die Verwendung von VBR verzichtet. Die Behandlung setzt sich zusammen aus medikamentöser Schmerzbehandlung, zunächst körperlicher Ruhe und später physio- und trainingstherapeutischer Behandlung. Ergänzend kann ein Korsett getragen werden um den Rumpf stabilisierend zu unterstützen und ruhig zu stellen, bzw. das Bewegungsausmaß einzugrenzen. Um traumatische Wirbelfrakturen ausschließlich konservativ behandeln zu können, müssen folgende Voraussetzungen erfüllt sein: Schmerzarmut, Mobilität, Fähigkeit rehabilitative Maßnahmen und Physio- und Trainingstherapie durchzuführen. Sobald neurologische Defizite, unerträgliche Schmerzen auftreten und/oder eine Funktionseinschränkung oder limitierende Fehlstellungen abzusehen sind, muss die Indikation zur Operation erneut geprüft werden.

4.6. Pro und Kontra der OP-Verfahren, Komplikationen

Die dorsalen Instrumentierungen wurden historisch zunächst offen durchgeführt. Nachdem sich die minimalinvasiven ventralen Zugänge etabliert hatten wurde die dorsale Instrumentierung auch durch die Entwicklung neuer Instrumentensysteme zunehmend minimalinvasiv durchgeführt (Matschke 2011). Die durch die offene Instrumentierung verursachte Schädigung der paravertebralen Muskulatur gilt als hoch. Damit verbunden sind Denervierungen und Muskelatrophien die den Heilungsverlauf beeinträchtigen (Matschke 2011). Die minimalinvasive Instrumentierung gilt gegenüber der offenen Instrumentierung als überlegen. Dies wird zwar in der Praxis als allgemeingültig angenommen, die Meinungen und Ergebnisse der Literatur zeichnen jedoch ein heterogenes Bild. In dieser Arbeit erfolgt die Untersuchung muskelfunktioneller Veränderungen, die einen weiteren Baustein für die Entscheidung zu einer der beiden Techniken darstellen können.

Bereits perioperative Parameter können postoperative Effekte mit Einwirkung auf die muskuläre Funktion erzeugen, wie bspw. Wunden im Muskelgewebe, längere Operationsdauer mit steigenden postoperativen Komplikationen oder schnellere Mobilisierung der Patienten mit frühzeitiger Aktivierung der Muskulatur. Die methodische Überlegenheit einer der Instrumentierungstechniken kann anhand verschiedener Parameter festgemacht werden. Diese Parameter lassen sich grob in zwei Gruppen einteilen, perioperative und postoperative Parameter.

Die perioperativen Parameter können sein:

- Blutverlust während der Operation
- **Dauer der Operation (in dieser Arbeit relevant)**
- Dauer des postoperativen Aufenthaltes
- die Invasivität der Operation
- Expositionszeiten mit Röntgenstrahlung während der Operation

Die Invasivität der Instrumentierung bzw. das Ausmaß der damit verbundenen Muskelverletzung wird anhand des Creatin-Kinase (CK)-Spiegels im Blut gemessen. Die CK kommt nur im Gehirn und in Muskelzellen vor. Werden diese Zellen verletzt, gelangt das Enzym ins Blut. Je größer die Verletzung ist, desto höher ist der CK-Spiegel. Während der Operation wird der Sitz der Implantate und der dafür benötigten Hilfsmittel mehrfach überprüft um eine korrekte Platzierung der Implantate abzusichern und Verletzungen des Wirbelkanals auszuschließen.

Die postoperativen Parameter können sein:

- Änderung des Muskelquerschnitt aufgrund von Denervierung
- Fetteinlagerungen in der Muskulatur
- veränderte neurale Aktivität
- **muskuläre Aktivität (in dieser Arbeit relevant)**
- Fusionsrate
- Schmerzen
- Einschränkungen aufgrund von Schmerzen
- Einschränkungen aufgrund veränderter Muskelfunktion

Perioperative Parameter

Der vermehrte Blutverlust bei OSS ist recht einheitlich dokumentiert (McGirt et al. 2011, Payer 2011, Foley und Lefkowitz 2002, Kim et al. 2005). Einhergehend mit dem höheren Blutverlust aufgrund der umfangreicheren Präparation findet ebenso eine starke Verletzung der Muskelzellen statt. Der CK-Spiegel ist bei OSS Patienten höher als bei MISS (Arts et al. 2007, Kumbhare et al. 2008, Waschke et al. 2014). Was die Operationszeiten betrifft, so sind hier tendenziell längere OP-Zeiten belegt (Zairi et al. 2013, Peng et al. 2009) und durch das aufwendigere technische Procedere leicht zu erklären. Im Mittel dauerten die Operationen bei MISS 170 Minuten und für OSS 216 und 186 Minuten. Diese zeitlichen Dimensionen und kürzen Zeiten für MISS finden sich mit 149 (MISS) und 191 (OSS) Minuten ebenso bei Park und Ha (2007). Bei Fan et al. (2010) lassen sich keine Unterschiede in der OP-Zeit finden (MISS/OSS: 204 und 195 Minuten). Der Blutverlust und die Dauer der OP haben können zu weiteren Beeinträchtigungen führen. Der Blutverlust und die Operationsdauer korrelieren mit postoperativen Komplikationen und erhöhen die Mortalität (Schoenfeld et al. 2011, Koutsoumbelis et al. 2011). Aufgrund der geringeren Gewebealteration durch die Operation gestaltet sich der postoperative Aufenthalt bei MISS Patienten kürzer als bei OSS Patienten, wodurch die MISS Patienten schneller wieder belastbar sind (Ntoukas und Muller 2010, Park und Ha 2007).

In einer Meta-Analyse zeigen Phan et al. (2015) jedoch, dass sich auf der Basis von 13 Studien kein grundsätzlicher Unterschied in der Dauer der OP-Zeit zwischen beiden Verfahren besteht. Die Unterschiede im Blutverlust und dem postoperativen Aufenthalt scheinen valide (Phan et al. 2015).

Was die Invasivität betrifft, so erzeugt die OSS durch die umfangreiche, flächige Vorbereitung der Wirbelkörper unter Sicht, mehr Muskelverletzungen als die MISS. OSS Patienten zeigen signifikant höhere CK-Spiegel, als MISS Patienten (Waschke et al. 2014, Arts et al. 2007, Kumbhare et al. 2008). Geringere Verletzungen der Muskulatur durch MISS Verfahren, können Su et al. (2013) nicht bestätigen.

Da bei der OSS die Schrauben unter Sicht implantiert werden, muss im Gegensatz dazu die Position der Implantate bei der MISS immer wieder kontrolliert werden. Dies führt zu erhöhten Exposition der Patienten und des Personals mit Röntgenstrahlen (Kim et al. 2005, Wang et al. 2011a, Vazan et al. 2017).

Die meisten perioperativen Parameter scheinen eher für MISS zu sprechen, als für OSS.

Postoperative Parameter

Um die Auswirkung der unterschiedlichen präparatorischen Umfänge hinsichtlich einer möglichen Denervation aufgrund der Verletzung der Rami posteriores zu erfassen, untersuchten Cawley et al. (2014) Patienten 6 Monate nach erfolgter Spondylodese die Nervenaktivität der Rami posteriores mit Nadel-EMG. Es sei hier noch einmal auf Kapitel 4.4.2, Seite 15 verwiesen mit dem wichtigen Vermerk, dass die Operateure sich der Präsenz der nervalen Strukturen natürlich bewusst sind und versuchen, diese trotz der umfangreichen Präparation nicht zu verletzen. Sie (Cawley et al. 2014) fanden deutlich ausgeprägte Denervierung bei den OSS Patienten. Auch hier ist kritisch anzumerken, dass die Umfänge der fixierten Bewegungssegmente bei den OSS Patienten größer waren. In der MISS Gruppe finden sich 5 Patienten mit zwei fixierten Bewegungssegmenten und ein Patient, bei dem 4 Bewegungssegmente fixiert wurden. In der Gruppe der OSS Patienten wurden bei jeweils drei Patienten zwei oder vier Bewegungssegmente fixiert. Insofern sind die Ergebnisse schwer verallgemeinerbar, eine Tendenz kann man allerdings schon ableiten. Waschke et al. (2014) untersuchten ebenfalls OSS Patienten (N: 30) mit Nadel-EMG vor und 6 und 12 Monate nach lumbaler Spondylodese und fanden Zeichen für Denervation. Inwieweit sich dies aber zu MISS Patienten unterscheidet, kann aufgrund der fehlenden Vergleichsgruppe nicht gesagt werden.

Durch die mögliche Denervierung und der Ruhigstellung des Bewegungssegmentes kann es zu einer Abnahme der Muskelmasse im betroffenen Bereich kommen. Untersucht wird dies anhand der Veränderung des Muskelquerschnitts und des Verhältnisses aus Fetteinlagerung

und Muskelmasse. Die Messung der Querschnitte erfolgt in CT Aufnahmen, entweder händisch am PC oder basierend auf Hounsfield Units per Algorithmus (Gille et al. 2007).

Cawley et al. (2014) untersuchten in derselben o.g. Studie die paraspinalen Muskelquerschnitte (CSA: cross sectional area) 6 Monate nach der Operation mittels Ultraschall bei 12 Patienten (6 MISS, 6 OSS) und fanden signifikante niedrigere CSA bei den OSS Patienten. Ob die Patienten bereits vor der Operation unterschiedliche Querschnitte hatten, ist unklar. Eine Korrektur der postoperativen CSA um eine präoperative Baseline fand nicht statt. Kim et al (Kim et al. 2005) fanden beim Vergleich der CSA vor und 6 Monate nach der Operation bei OSS Patienten (N: 11) eine signifikante Verringerung der CSA. Bei MISS Patienten (N: 8) stellten sie keine signifikante Verringerung statt. Anders als bei Cawley et al. wurden hier die prä- und postoperativen CSA in einem abhängigen Test verglichen (siehe Abbildung 12). Die postoperativen CSA wurden aber auch hier nicht um die präoperativen CSA korrigiert, insofern sind bestehende präoperative Umstände nicht adäquat in die Analyse eingegangen. Grundsätzlich zeichnet sich aber in der Literatur eine relativ eindeutige Lage dahingehend ab, dass grundsätzlich ein Verlust an Muskelmasse eintritt, der Verlust aber bei den MISS niedriger ist als bei den OSS (Waschke et al. 2014, Fan et al. 2010).

Die geringere Gewebealteration bei MISS führt bei Patienten zu einer früheren funktionellen Wiederherstellung. MISS ist der OSS zumindest kurzfristig überlegen. Zu diesem Schluss kommen Wang et al. (2011a). Sie untersuchten 79 Patienten (41 MISS, 38 OSS)

Langfristig (nach 24 Monaten) kann jedoch kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Verfahren gefunden werden (Wang et al. 2011a). Hier wurden MISS mit OSS Verfahren mittel OEMG und MVC verglichen. Der Untersuchungsbereich des verwendeten OEMG beschränkt sich auf ein Bewegungssegment (operierter Bereich) bei einer statischen Belastung im Liegen (willkürlich maximaler Kontraktion). Eine Abstufung der statischen Belastungen, dynamischen Belastungen und oder Nadel-EMG wurden nicht durchgeführt. Angrenzende, oder weiter entfernte Bewegungssegmente wurden ebenfalls nicht mit OEMG untersucht.

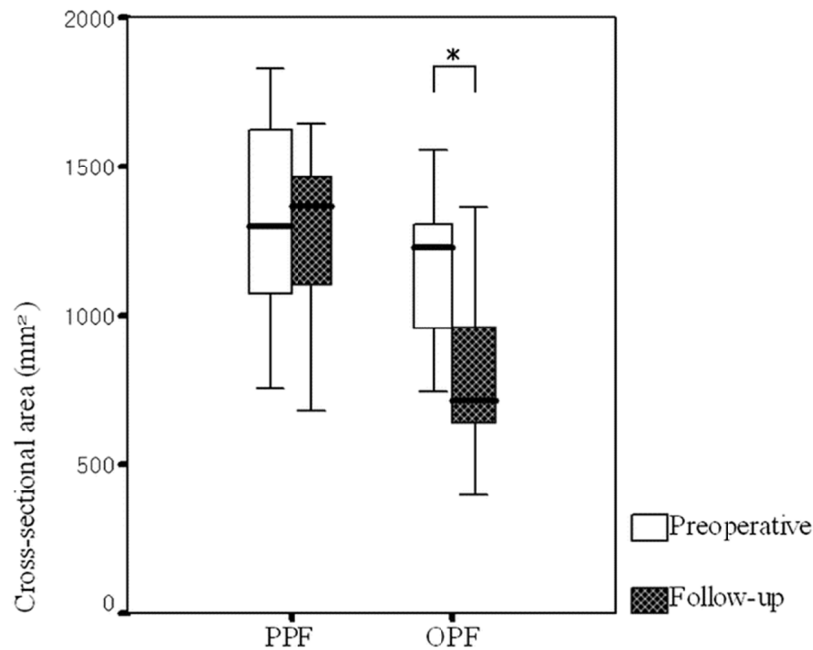


Abbildung 12: Darstellung der paraspinalen Muskelquerschnitte (CSA: *cross sectional area*) von minimalinvasiv/MISS (PPF) und offen/OSS (OPF) operierten Patienten in (Kim et al. 2005).

Die Fusionsraten unterschieden sich nicht zwischen beiden Verfahren (Gu et al. 2014, Su et al. 2013).

Mit der Operation wird grundsätzlich eine Fusion erzielt, die Fusionsrate der Verfahren unterscheidet sich dabei nicht (Su et al. 2013). Die Fusion ist unwiderruflich und verbleibt zeitlebens. Daher sollte die Entscheidung zu solch einem Eingriff äußerst gewissenhaft getroffen werden, da selbst schwere Schädigungen im Laufe des Lebens asymptomatisch bleiben können. Der operative Eingriff selbst stellt bereits ein relevantes gesundheitliches Risiko dar. Der Verbleib von eingebrachtem Material sowie die funktionelle Einschränkung im fusionierten Bereich erhöhen zusätzlich das Risiko für mögliche Komplikationen und außerdem steigt die Wahrscheinlichkeit einer Komplikation mit der Anzahl der fusionierten Segmente (Kimura et al. 2012, Marchi et al. 2012, Silvestre et al. 2012). Muskelfunktionelle Untersuchungen oder Kriterien der Überlegenheit einer der Methoden bezüglich muskelfunktioneller Eigenschaften lassen sich nicht finden.

Die bisherigen Parameter repräsentieren Eigenschaften, die von Beobachtern erhoben werden, um die Unterschiede zwischen beiden Verfahren zu objektivieren. Einschränkungen oder Veränderungen dieser Parameter müssen sich nicht zwangsweise in der Wahrnehmung der Patienten entsprechend widerspiegeln. Die Einschränkung der Patienten und deren

Selbstwahrnehmung kann man mit standardisierten Fragebögen evaluieren. Verwendet werden hierfür oftmals der *Oswestry Disability Index* (ODI) und der SF12/SF36. Inhalt dieser Fragebögen ist unter anderem die Erfassung der Einschränkung alltäglicher Aktivitäten aufgrund des körperlichen Gesundheitszustandes und der eingeschränkten Fortbewegung oder des Stehens der Patienten, welche Anlass zu dieser Arbeit waren. Zwei der zehn Fragen im ODI lauten:

Gehen:

- Schmerzen hindern mich nicht daran, so weit zu gehen, wie ich möchte
- Schmerzen hindern mich daran, mehr als 1-2 km zu gehen
- Schmerzen hindern mich daran, mehr als 0,5 km zu gehen
- Schmerzen hindern mich daran, mehr als 100 m zu gehen
- Ich kann nur mit einem Stock oder mit Krücken gehen
- Ich bin die meiste Zeit im Bett und muss mich zur Toilette schleppen

Stehen:

- Ich kann so lange stehen wie ich möchte, ohne dass die Schmerzen dadurch stärker werden
- Ich kann so lange stehen wie ich möchte, aber die Schmerzen werden dadurch stärker
- Schmerzen hindern mich daran, länger als 1 Stunde zu stehen
- Schmerzen hindern mich daran, länger als eine halbe Stunde zu stehen
- Schmerzen hindern mich daran, länger als 10 Minuten zu stehen
- Schmerzen hindern mich daran, überhaupt zu stehen

Zusätzlich kann man auch den aktuellen Schmerzzustand der Patienten mittels VAS erfassen. Das Maß der schmerzbedingten Einschränkung wird mit dem ODI erfasst. Basierend auf 100 Patienten (N: MISS 50, OSS 50) können Parker et al. (2012) 2 Jahre nach der Operation keine Unterschiede für VAS und ODI zwischen den Techniken finden. Dies können Gu et al. (2014) in einer Untersuchung von 82 Patienten 20 Monate nach der Operation bestätigen. Sie finden keine Unterschiede zwischen MISS und OSS für die VAS und im ODI. Dies wird auch durch weitere Literatur bestätigt (Vazan et al. 2017, Zairi et al. 2013). Es gibt allerdings auch gegenteilige Ergebnisse. So zeigen OSS Patienten zwei Jahre nach der Operation eine signifikant schlechtere Werte im ODI (Fan et al. 2010, Mobbs et al. 2012). In einem ist aber Konsens vorhanden: Durch die Operation wird sowohl bei mit MISS als auch mit OSS eine Verbesserung in VAS und ODI erzielt (Peng et al. 2009, Seng et al. 2013, Vazan et al. 2017, Zairi et al. 2013). Der SF12 oder der SF36 erfasst die Beeinträchtigung der Lebensqualität.

Beide Instrumentierungen führen zu einer Verbesserung der Lebensqualität und führen nicht zu unterschiedlichen Beeinträchtigungen (Seng et al. 2013, Peng et al. 2009, Parker et al. 2014). Somit zeigen beide Verfahren vergleichbare Verbesserungen.

Eine Entscheidung für oder gegen eine der beiden Operationstechniken anhand dieser Parameter ist nicht einfach möglich. Parker et al. (2012) zeigen auf der Basis von 30 Patienten (N: MISS 15, OSS 15) tendenziell geringere Kosten für MISS aufgrund des kürzeren Krankenhausaufenthalts und nachfolgender Komplikationen. Ihre Vermutung, dass die Studie aufgrund der geringen Fallzahl keine signifikanten Unterschiede zeigt, kann 2014 (N: MISS 50, OSS 50) von ihnen widerlegt werden (Parker et al. 2014).

So eindeutig, wie man vermuten könnte, stellt sich demnach die Wahl der Instrumentierung nicht dar. Bei der Wahl der Intervention lassen sich unter bestimmten Voraussetzungen die beiden Instrumentierungen um eine weitere Option ergänzen: die konservative Behandlung. Verwendet werden der ODI und der SF12 in dieser Arbeit nicht, da diese nur bei den nachträglich hinzu genommenen, konservativ behandelten Patienten erhoben wurden.

Inwieweit sich postoperative Parameter verändern, ist nicht zuletzt auch von Umfang und Intensität der physio- und trainingstherapeutischen Behandlung abhängig. Hierbei muss unterschieden werden, ob es sich bei dem Unfall der Patienten um einen Arbeitsunfall handelte oder nicht.

Ziel der Therapie bei Patienten, die während der Arbeit verunfallten, ist es, unter dem Einsatz aller zur Verfügung stehenden Mittel den Patienten wieder in das Berufsleben zu integrieren. Diese Patienten erfahren bei entsprechendem Bedarf und Notwendigkeit in der Regel eine deutlich umfangreichere Therapie. Man kann also nicht ausschließen, dass berufsgenossenschaftlich versicherte Patienten ein anderes muskelfunktionelles Outcome erzielen als Kassenpatienten oder berufsgenossenschaftliche Patienten mit nicht so umfänglicher Therapie.

5. PROBLEMSTELLUNG UND ZIEL DER ARBEIT

Trotz stetiger Weiterentwicklung der Instrumentierungstechniken und der Behandlung traumatischer Wirbelkörperfrakturen ist die Entscheidung für die offenen oder minimalinvasiven Interventionen nicht einfach. Eine allgemeine Überlegenheit einer der Techniken gegenüber der anderen kann nicht grundsätzlich attestiert werden. Hinweise auf eine Überlegenheit eines der Verfahren in Bezug auf muskelfunktionelle Eigenschaften lassen sich nicht finden. Dabei ist eine Einschränkung in der muskulären Funktion von großer Relevanz für das Wohlbefinden und die Körperfunktionen der Patienten. Aufgrund der geringeren Invasivität und der damit verbundenen geringeren Schädigung der Muskulatur bei gleichzeitig schnellerer Mobilisation der Patienten wäre aber anzunehmen, dass die MISS muskelphysiologisch der OSS überlegen ist. Es wäre also zu erwarten, dass die postoperativen muskelfunktionellen Einschränkungen nach MISS geringer sind als nach OSS. Bei konservativ behandelten Patienten ist von keiner durch eine OP bedingte Einschränkung der Muskelfunktion auszugehen. In dieser Gruppe sind kurz bis mittelfristige Veränderungen der Muskulatur aufgrund von Schutzmechanismen und allgemeiner Unsicherheit aufgrund eines erneuten Sturzes zu erwarten. Diese müssten sich aber im Laufe der Zeit „normalisieren“ und ein gesundes, physiologisches Maß erreichen.

Ziel dieser Arbeit ist es, zu überprüfen, ob die unterschiedliche Invasivität der chirurgischen Intervention und das Einbringen der VBR zur endgültigen Versteifung sich divergent auf die Muskelfunktionen auswirken. Demnach müssten die OSS Patienten sowohl kurz- als auch langfristig stärkere Einschränkungen zeigen als die MISS Patienten. Eine mögliche, langfristige Einschränkung bei den konservativ behandelten Patienten müsste am geringsten ausfallen.

In der Literatur wird die Auswirkung der Interventionen auf die Wirbelsäule in drei Bereichen untersucht. Diese Bereiche sind definiert als der Bereich kranial der der Schädigung, bzw. der Operation, als Bereich kaudal davon und der operierte/stabilisierte Bereich. Die Form dieser Untergliederung in die Bereiche wird von mir in dieser Arbeit übernommen. Die intramuskuläre Koordination (muskuläre Aktivität) wird hierbei in den drei definierten Bereichen der Wirbelsäule bei 4 km/h, für die operierten Patienten an drei, für die konservativ behandelten Patienten an zwei Untersuchungsterminen, untersucht. Das Ziel einer allgemeinen Aussage soll unter Verwendung praktischer und einfach handhabbarer Parameter erfolgen. Für die Analyse und den Vergleich von Amplitudenverläufen (normierter Schritt,

Kapitel 0) existieren keine publizierten Verfahren bzw. Parameter, die einen einzelnen Parameter aus dem Amplitudenverlauf generieren, um die Muskelaktivität während des Schrittzyklus in seiner funktionsbezogenen Kurvigkeit zu beschreiben und einen einfachen Vergleich zwischen unterschiedlichen Gruppen oder Interventionen zu ermöglichen. Aus diesem Grund wird in dieser Arbeit ein neuer Parameter vorgestellt und verwendet werden, der die Kurvigkeit, bzw. ein Streuungsmaß der Amplitude im zeitnormierten Verlauf berücksichtigt, und gleichzeitig auf das mittlere Amplitudenniveau normiert (Kapitel 6.4.5).

5.1. Hypothesen:

5.1.1. Operationsdauer der dorsalen Instrumentierung

Die unterschiedlichen Umfänge des präparatorischen Procederes, die zusätzliche stetige Kontrolle der Lage der Führungshilfen mit radiologischer Bildgebung während der minimalinvasiven Instrumentierung und das benötigte, unterschiedlich umfangreiche Instrumentarium hierfür, drückt sich in unterschiedlich langen Operationszeiten aus.

Hypothese 1: Die Operationsdauer der offenen (OSS) und der minimalinvasiven Instrumentierung (MISS) unterscheidet sich.

5.1.2. Einfluss des VBR auf die intermuskuläre Koordination

Durch den thorakoskopisch eingesetzten Wirbelkörperersatz (VBR) wird die Wirbelsäule in diesem Bereich endgültig versteift und damit die Beweglichkeit, oder vielmehr zunächst noch mögliche geringe Bewegungsamplituden aufgrund der Flexibilität/elastischen Verformung der dorsalen Instrumentierung ausgeschlossen. Im Bereich der Spondylodese wird die Stabilität nun maßgeblich durch die Implantate verursacht. Dies führt bei einer intakten Muskulatur entweder zu einer Verringerung der der Aktivität - da diese weniger zu tragen hat - oder aber auch zu einer verstärkten Aktivität - da aufgrund der gewohnten Bewegungsprogramme die Muskulatur gegen den Widerstand der Instrumentierung arbeitet -. Aufgrund der implantatbedingten Veränderung der Stabilität und Beweglichkeit im Bereich der Spondylodese ist davon auszugehen, dass die Aktivität der paravertebralen Muskulatur auch kranial und kaudal vom operierten Bewegungssegment verändert ist. Dies soll für beide Varianten der Instrumentierung untersucht werden.

Hypothese 2A: Durch die ventrale Stabilisierung (VBR) und der damit verbundenen erhöhten Rigidität des stabilisierten Bewegungssegmentes wird die intramuskuläre Koordination beim Gehen bei den Patienten mit *offener Instrumentierung* verändert. Diese Veränderungen zeigen sich 6 Wochen nach der Operation in allen Bereichen (*kranial_{FX}*, *defekt_{FX}* und *kaudal_{FX}*) der paravertebralen Muskulatur.

Hypothese 2B: Durch die ventrale Stabilisierung wird die intramuskuläre Koordination beim Gehen bei den Patienten mit *minimalinvasiver Instrumentierung* (MISS) verändert. Diese Veränderungen zeigen sich 6 Wochen nach der Operation in allen Bereichen (*kranial_{FX}*, *defekt_{FX}* und *kaudal_{FX}*) der paravertebralen Muskulatur.

5.1.3. Einfluss der Intervention auf die intramuskuläre Koordination

Es ist davon auszugehen, dass sich die paravertebrale Muskelaktivität bei den operierten Patienten im zeitlichen Verlauf verändert und an die Spondylodese (die Rigidität des stabilisierten Bereiches) anpasst. Auch bei den konservativ behandelten Patienten ist anzunehmen, dass sich die intramuskuläre Koordination im Verlauf der Zeit verändert, bzw. ggf. normalisiert. Hierfür wird die Muskelaktivität in den drei Bereichen der Wirbelsäule (*kranial_{FX}*, *defekt_{FX}*, *kaudal_{FX}*) bei den drei Therapievarianten (OSS, MISS und konservative Behandlung) im zeitlichen Verlauf untersucht (6 Wochen postoperativ bzw. Trauma und 6 Monate danach).

Hypothese 3: Die intramuskuläre Koordination verändert sich im zeitlichen Verlauf und unterscheidet sich zwischen den drei Therapievarianten behandlungsbedingt.

6. MATERIAL UND METHODEN

6.1. Patientenlientel

Im Zeitraum vom 21.09.2012 bis zum 16.08.2014 konnten 52 Patienten untersucht werden, die eine Fraktur im Bereich des thorakolumbalen Übergangs oder im lumbalen Bereich der Wirbelsäule erlitten, eine Spondylodese erhielten oder konservativ behandelt wurden.

Als Ein- und Ausschlusskriterien wurde definiert:

Einschlusskriterien:

- Alter 18 bis 75 Jahre
- einwilligungs-/ geschäftsfähig
- Wirbelkörperfraktur im Bereich Th 9 bis L5

Ausschlusskriterien:

- mit dem Trauma konkurrierende zentrale Läsionen (z.B. ischämischer Schlaganfall, zentralentzündliche Erkrankungen)
- Erkrankung des Herz-Kreislaufsystems, die die Untersuchung unmöglich machen (Herzinsuffizienz, pAVK, Herzinfarkt)
- frühere Operationen an der Wirbelsäule
- Rückenschmerzen mit radikulärer Symptomatik vor Trauma
- orthopädische Erkrankungen (starke Skoliose, Beinlängendifferenzen, Arthrose der großen Gelenke)
- neurogene oder degenerative Muskelerkrankungen
- BMI > 30kg/m²
- schweres hirnorganisches Psychosyndrom
- Polytrauma
- Beatmungspflicht

6.1.1. Alter

Das mittlere Alter aller Patienten lag bei 46 Jahren und reichte von 19 bis 65 Jahren. Die OSS Patienten der waren im Mittel 44 (24 bis 63) Jahre alt. Die MISS Patienten waren im Mittel 49 (23 bis 65) Jahre alt. Das Alter der konservativ behandelten Patienten war im Mittel 45 (19 bis 65) Jahre. Unterschiede im Alter der Patienten zwischen den drei Interventionen wurden mittels univariater ANOVA und Bonferroni *post hoc* Test untersucht. Das Alter hatte keinen Einfluss auf die Wahl der Intervention ($F_{(2,49)} = 0.494$, $p = 0.613$, $N = 52$). Die Alters-Zusammensetzung der drei Interventionen ist mittels Histogramm in Abbildung 13 dargestellt.

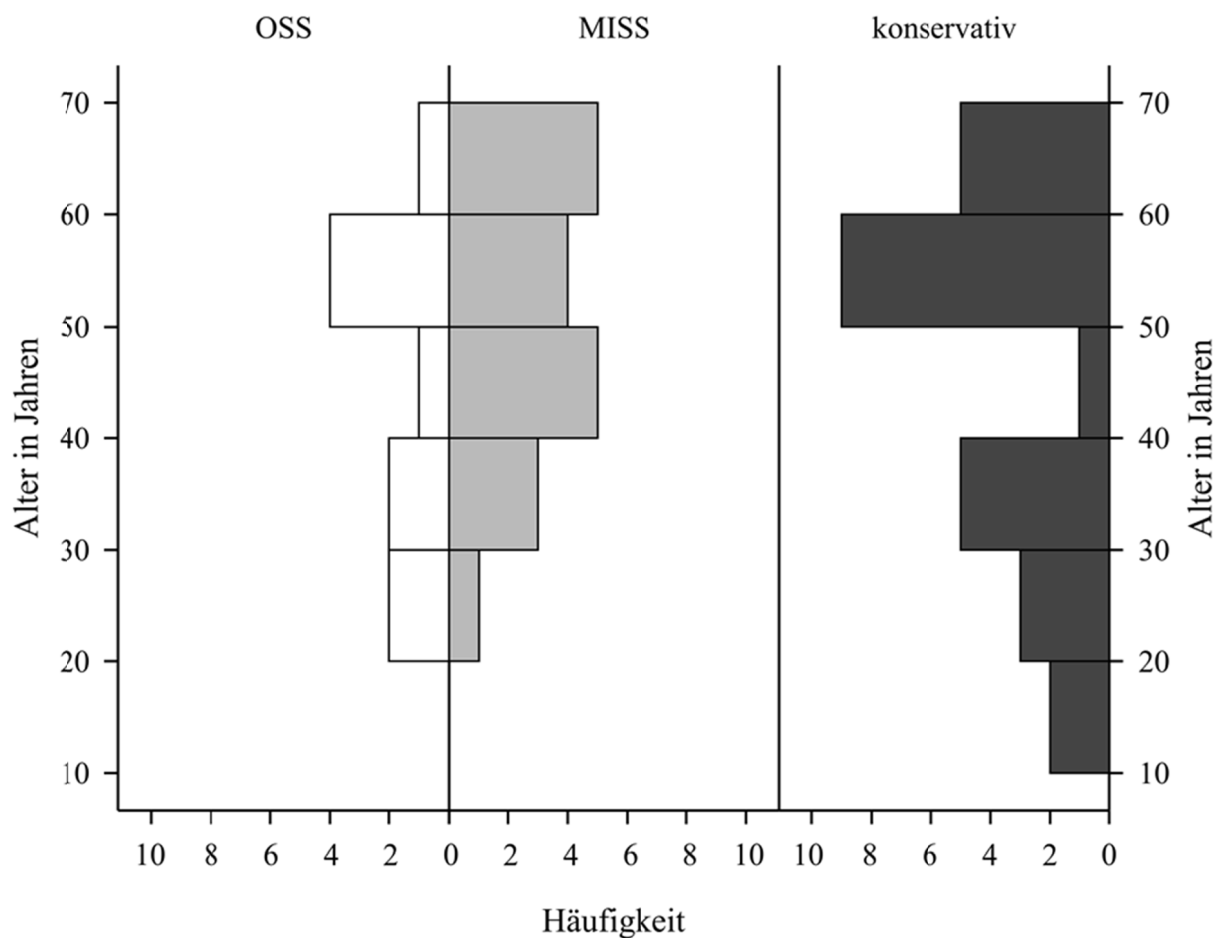


Abbildung 13: Darstellung der Altersverteilung in Dekaden der Patienten für die drei Interventionen (OSS: offene Instrumentierung, MISS: minimalinvasiver Instrumentierung, konservativ: konservative Behandlung).

6.1.2. Frakturierte Wirbelkörper

Von den untersuchten Patienten war mit 48% der Lendenwirbel - L1 - (N = 28) der am häufigsten frakturierte Wirbel, gefolgt mit 15% der Fälle mit Th12 (N = 9). Die übrigen Frakturen verteilten sich zwischen L4 bis Th9. Durch die dorsale Instrumentierung werden zwei Bewegungssegment stabilisiert. In Abbildung 14 sind die jeweiligen Bereiche (*kranial_{FX}*, *defekt_{FX}* oder *kaudal_{FX}*) aller Patienten dargestellt. Der Pearson-Chi² Test zeigt keinen signifikanten Zusammenhang zwischen der Höhe des frakturierten Wirbelkörpers und der Wahl der Intervention (Pearson-Chi² = 20.516, *p* = 0.069, N = 52). Die Verteilung der frakturierten Wirbel zwischen den drei Interventionen ist daher als nicht unterschiedlich zu bezeichnen.

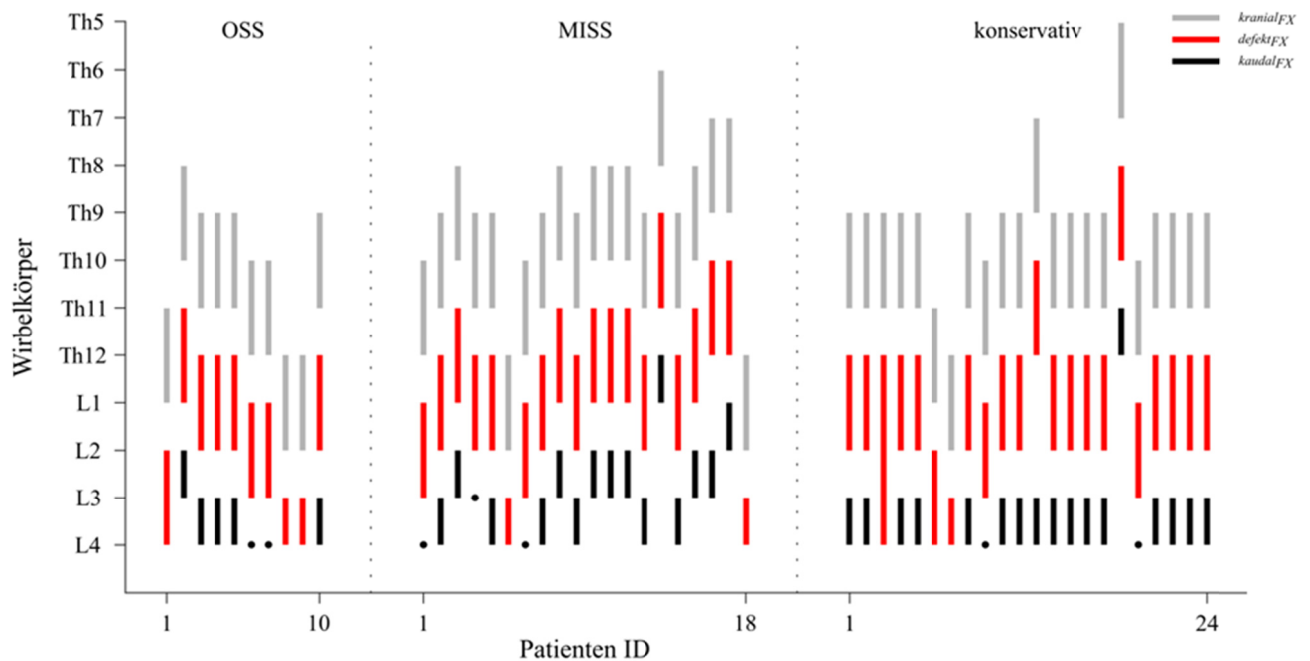


Abbildung 14: Visualisierung aller Patienten und deren analysierte Wirbelsäulenbereiche (kranial des stabilisierten Bereichs: grau/*kranial_{FX}*; Bereich des Stabilisierung: rot/*defekt_{FX}*; Bereich kaudal der Stabilisierung: schwarz/*kaudal_{FX}*). Bei Patienten mit frakturiertem L2 wurde als kaudaler Bereich (schwarzer Punkt/*kaudal_{FX}*) die muskuläre Aktivität auf Höhe L4 verwendet.

6.1.3. BMI

Im Mittel lag der BMI bei allen Patienten bei 26 ± 4 . Die Verteilung des BMI der Patienten für die Interventionen ist in Abbildung 15 dargestellt. Unterschiede im BMI der Patienten zwischen den Interventionen wurde mittels univariater ANOVA und Bonferroni *post hoc* Test untersucht. Es kann kein Unterschied des BMI der Patienten zwischen den drei Interventionen gefunden werden ($F_{(2,49)} = 0.572$, $p = 0.572$, $N = 52$).

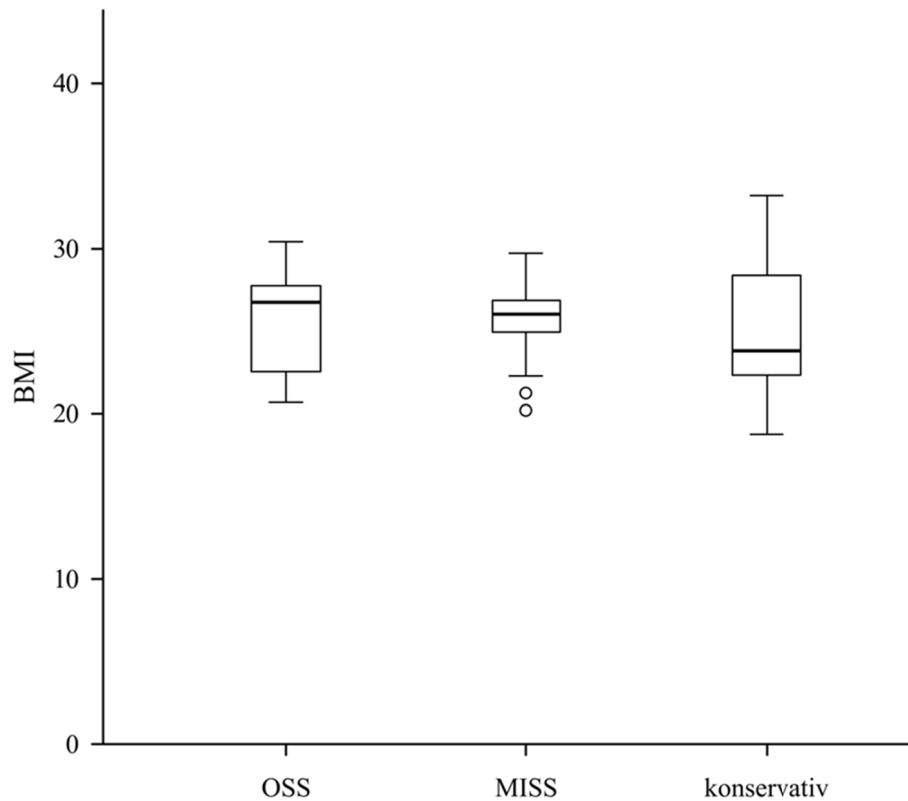


Abbildung 15: Darstellung des BMI der Patienten für die drei Interventionen (OSS: offene Instrumentierung, MISS: minimalinvasiver Instrumentierung, konservativ: konservative Behandlung).

offene dorsale Instrumentierung (OSS)

Von den insgesamt 52 behandelten Patienten wurden 10 Patienten (9 Männer, 1 Frau) mit OSS behandelt. Verwendet wurden 3 verschiedene Fixateur-Systeme, die in ihrer Art grundsätzlich vergleichbar sind. Folgende Systeme kamen zum Einsatz:

- Synthes USS (6x)
- Ulrich Krypton (2x)
- Depuy EXP Viper 2 (2x)

minimalinvasive dorsale Instrumentierung (MISS)

Insgesamt wurden 18 Patienten (8 Männer, 10 Frauen) mit MISS behandelt. Die folgenden Systeme wurden dabei verwendet:

- Depuy EXP Viper 2 (13x)
- Synthes MISS (5x)

Die verwendeten Fixateure der Firmen Synthes und Depuy sind im Modell in Abbildung 7 zu sehen und ebenfalls in ihrer Art grundsätzlich vergleichbar.

ventrale Stabilisierung

In einer zweiten Operation, ca. 6 Wochen nach der dorsalen Instrumentierung, wurde das Segment durch ein Implantat (VBR) zusätzlich stabilisiert. Der Zugang zum frakturierten Wirbel erfolgte von der linken Körperseite. Hierbei werden durch kleine Inzisionen in einem endoskopischen Verfahren Führungshülsen in den Körper eingebracht, durch die die Instrumente und Implantate geführt werden. Die Sicht auf den Operationssitus wird über eine Kamera überwacht (Abbildung 10). Zur Kontrolle der Position der Implantate wurden routinemäßig zusätzlich Röntgenaufnahmen durchgeführt (Abbildung 11).

Folgende Systeme als Wirbelkörperersatz kamen zur Anwendung:

- Zimmer VBR-L (2x offen, 6x minimalinvasiv)
- MACS Platte (3x minimalinvasiv)
- Zimmer TM-400 (3x offen, 6x minimalinvasiv)
- Knochenspan (1x offen, 1x minimalinvasiv)
- Stryker Vlift (2x offen, 3x minimalinvasiv)

konservative Behandlung

Die Behandlung setzte sich zusammen aus medikamentöser Schmerzbehandlung, sowie durch physio- und trainingstherapeutische Behandlung. Lediglich ein männlicher Patient erhielt kurzzeitig ein therapiebegleitendes Korsett.

6.1.4. AOSpine Klassifikation

Die Schwere der Verletzung nach AOSpine Klassifikation reichte von A1 bis B2. Die leichteste Verletzung nach AOSpine Klassifikation (A1) trat mit einer Häufigkeit von 24% (14 Patienten) auf. Die häufigste Fraktur stellten A3 Verletzungen bei 60% der Patienten (35 Patienten) dar. Die schwerste Verletzung war eine B2 Fraktur. Der Einfluss der Frakturmorphologie anhand der AOSpine Klassifikation auf die Wahl der Intervention wurde mittels univariater ANOVA und Bonferroni *post hoc* Test untersucht. Die AOSpine Klassifikation hat einen signifikanten Einfluss auf die Wahl der Intervention ($F_{(2,49)} = 2.566$, $p < 0.001$, $N = 52$). Die *post hoc* ausgeführten paarweisen Vergleiche zeigen signifikant niedrigere AOSpine Klassifikationen der konservativ behandelten Patienten als in beiden operierten Patientengruppen (OSS: $p = 0.001$, MISS: $p = 0.017$). Zwischen den beiden operierten Patientengruppen unterscheidet sich die AOSpine Klassifikation nicht ($p = 0.485$). Die Verteilung der AOSpine Klassifikation für die drei Interventionen ist im Histogramm in Abbildung 16 dargestellt.

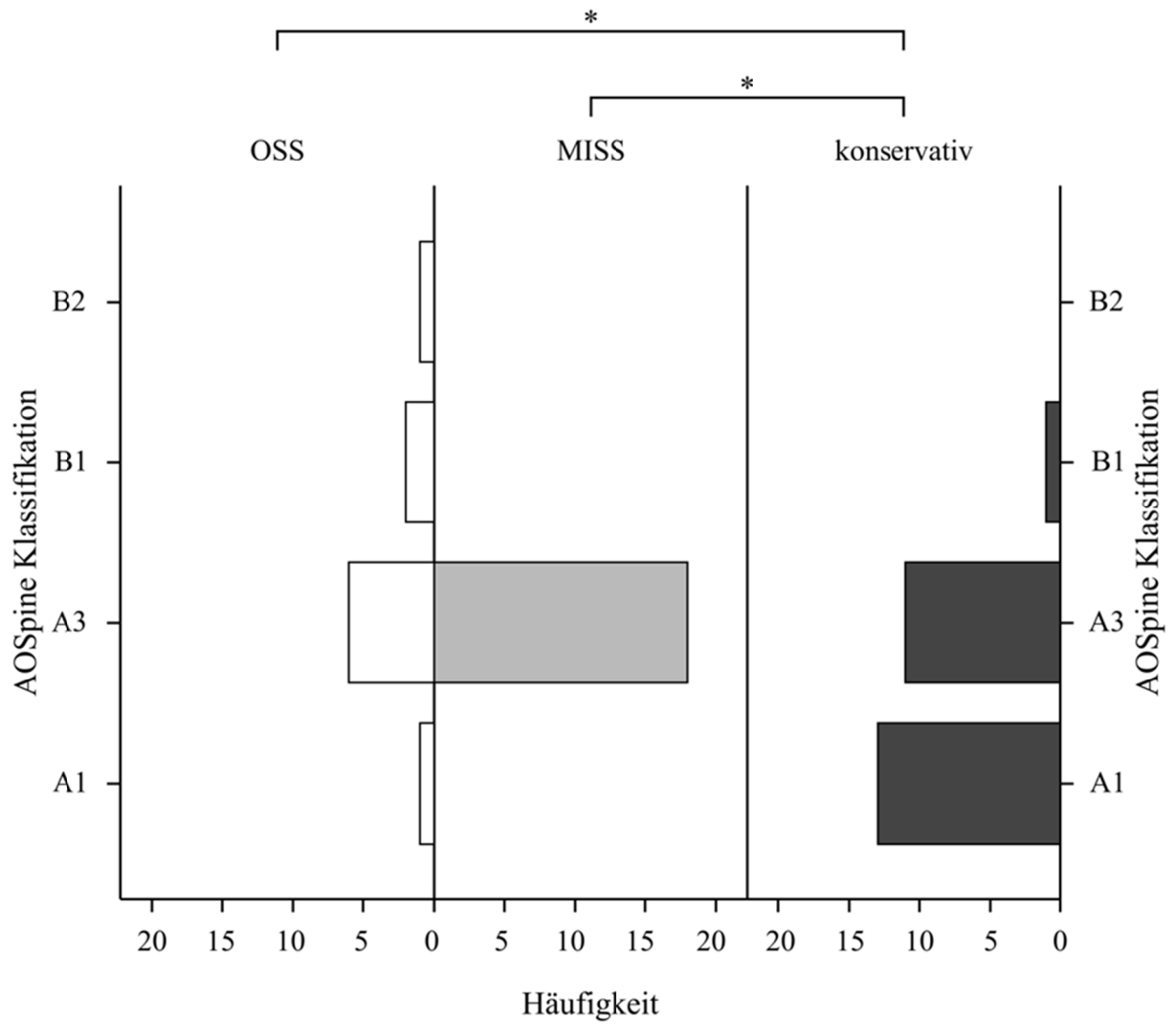


Abbildung 16: Darstellung der Häufigkeiten der Frakturmorphologie anhand der AO Spine Klassifikationen für die drei Interventionen (OSS: offene Instrumentierung, MISS: minimalinvasive Instrumentierung, konservativ: konservative Behandlung). Signifikante Unterschiede in der Verteilung sind mit einem Sternchen versehen.

6.2. Untersuchungszeitpunkte

Die erste Operation (dorsale Instrumentierung) findet sobald wie möglich nach dem Unfall statt. Die operierten Patienten absolvierten die erste Untersuchung (U1) am Vortag der zweiten Operation (ventrale Stabilisierung). Diese wurde ca. 6 Wochen nach der ersten Operation eingeplant. Die erste Untersuchung (U1) der konservativ behandelten Patienten wurde ca. 6 Wochen nach dem Unfall geplant. Die zweite Untersuchung (U2) der operierten Patienten fand ca. 6 Wochen nach der zweiten Operation statt. Die abschließende Untersuchung (Follow Up) aller Patienten orientierte sich an der klinischen Routineuntersuchung und sollte 6 Monate nach der ersten Untersuchung stattfinden.

Tabelle 1: Darstellung der Untersuchungszeitpunkte der drei Interventionen (MISS-minimalinvasive Instrumentierung, OSS-offene Instrumentierung, konservativ-konservative Behandlung)

Intervention	Untersuchungszeitpunkt 1	Untersuchungszeitpunkt 2	Follow Up
MISS	6 Wochen nach dorsaler Instrumentierung (prä operativer Tag der ventralen Stabilisierung)	6 Wochen nach der ventralen Stabilisierung	6 Monate nach der U1
OSS			
konservativ		6 Wochen nach Unfall	6 Monate nach U1

6.3. Untersuchungsprotokoll

Für die dynamische Beanspruchung gingen die Patienten auf einem Laufband (BIODEX RTM 500, Shirley New York) bei 4 km/h (Abbildung 17). Vor Beginn der Messungen erhielten die Patienten ausreichend Zeit, sich an die Testsituation auf dem Laufband zu gewöhnen und frei gehen zu können (ohne Hilfestellung oder Festhalten). Nach der Gewöhnungsphase wurde die myoelektrische Aktivität während des Gehens für jeweils ca. 1 Minute aufgezeichnet. Alle Patienten vollzogen das gleiche Untersuchungsprotokoll. Dieses war zu allen Untersuchungszeitpunkten identisch. Das Untersuchungsprotokoll wurde mit den operierten Patienten dreimal durchgeführt (U1, U2, Follow Up). Die konservativ behandelten Patienten absolvierten das Untersuchungsprotokoll zweimal (U2, Follow Up).



Abbildung 17: Rückansicht eines mit EMG-Messtechnik instrumentierten Patienten während des Gehens auf dem Laufband.

6.4. Oberflächenelektromyographie

6.4.1. EMG Setup

In dieser Arbeit möchte ich die Auswirkung der Behandlung von Wirbelfrakturen auf die Muskelaktivität der Patienten untersuchen. Die Aktivität der Muskulatur kann mittels Oberflächenelektromyographie (EMG) erfasst werden.

Die Untersuchung der paravertebralen Muskelaktivität erfolgte mit Hilfe von 16 monopolar verschalteten Einzelelektroden auf jeder Körperseite, die zu jeweils 8 Ag/AgCl-Gelelektroden (Durchmesser Elektrode: 8mm, Durchmesser Gelkissen: 1,6cm) mit einem Interelektrodenabstand von 2,5cm (H938SG, Covidien, Deutschland) auf vorgefertigten Streifen angebracht waren (Abbildung 17). Die Anbringung der Elektrodenstreifen erfolgte

immer durch dieselbe Person auf dem Muskelbauch 3,5cm lateral der Dornfortsätze. Beginnend ab L5 wurden die Elektrodenstreifen nach einer gründlichen Vorbereitung der Haut mittels Abrasionspaste (Carefusion (GE) Epicont) nach kranial über einen Bereich von ca. 40 cm geklebt. Der Mittelpunkt der kaudalsten Elektrode lag 1,5cm kranial des Dornfortsatzes von L5, die letzte Elektrode lag 39cm kranial davon. Die Signale wurden 1000-fach verstärkt (DeMeTec, Langgöns, Deutschland) und mit einer Abtastrate von 2048 s^{-1} AD-gewandelt (*Tower of Measurement*, GJB Datentechnik, Langewiesen, Deutschland). Die Aufzeichnung erfolgte mit der Software ToM Erfassung (GJB Datentechnik, Langewiesen, Deutschland). Um Überlagerungen der Herzaktivität in den EMG-Signalen sicher detektieren und während der Auswertung entfernen zu können, wurde ebenfalls die Herzaktivität mittels EKG aufgezeichnet. Die Erfassung der Schritte wurde über Drucksensoren unter den Schuhen im Fersenbereich gewährleistet.

Die Auswertung der EMG Daten erfolgte in folgender Reihenfolge, die im Weiteren genauer beschrieben wird:

- Sichten der Signalverläufe in AtisaPRO (GJB Datentechnik, Langewiesen, Deutschland)
- Platzierung der EKG- und Schrittmarker und deren Sichtung auf Stationarität
- Artefakt Elimination durch Signalfilterung
- EKG-Artefakt Elimination durch kanalspezifische Templates
- kanalspezifische Berechnung des „mittleren Schritts“ auf Basis von 40-60 Einzelschritten durch Mittelung
- Interpolation der Ableitungsorte und EMG-Aktivität zur Berechnung der EMG-Aktivität aus Höhe der einzelnen Bewegungssegmente
- Berechnung der segmentweisen intramuskulären Koordination anhand des Variationskoeffizienten der Zeitverlaufskurven des „mittleren Schritts“
- Übergabe in statistische Auswerteprozesse

6.4.2. Bearbeitung der aufgezeichneten EMG-Daten

Die Bearbeitung der aufgezeichneten EMG-Daten erfolgte in einem standardisierten Design aus dem Funktionsbereich Motorik, Biomechanik und Pathophysiologie in Jena mittels vorhandener Algorithmen in Matlab® (Release 2015b, The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, United States). Die monopolar aufgezeichneten EMG-Signale wurden zunächst bipolar verrechnet. Somit ergeben sich aus beidseits jeweils 16 einzelnen monopolaren Kanälen 15 bipolare EMG Ableitungen. Anschließend wurde der Gleichspannungsanteil auf allen Kanälen abgezogen.

Die bipolaren EMG-Signale wurden zusätzlich wie folgt gefiltert:

- 50 Hz (Netzfrequenz) Bandsperrfilter und ungerade Vielfachen (1, 3, 5 und 7)
- 20 Hz Hochpassfilter
- 300 Hz Tiefpassfilter

Anschließend wurden die Signale zur Gleichrichtung quadriert, danach gemittelt und daraus die Wurzel gebildet (RMS). Danach wurden die Amplitudenverlaufskurven mit einem rechteckigen Mittelungsfenster von 50ms geglättet.

Im Anschluss erfolgte für jeden Kanal die Eliminierung der individuellen EKG-Artefakte. Hierfür wurde im EKG-Signal jedes EKG Ereignis mit einem Marker und somit Zeitstempel versehen. Die Detektion und das Setzen der Marker auf die Spitze der R-Zacke erfolgte mittels eines eigens dafür geschriebenen Matlabscripates und wurde anschließend in der Software ATISapro Version 2.9.6 (GJB Datentechnik, Langewiesen, Deutschland) auf korrekte Platzierung überprüft. Für jeden bipolaren EMG Kanal und jede aufgezeichnete „Messdatei“ wurden EKG-Artefakt-Templates erstellt. Die Erzeugung der Templates erfolgte durch die Kanalweise Mittelung der EMG-Signale zum Zeitpunkt der R-Zacke symmetrisch über einen Bereich von jeweils 200 Datensamples vor und nach der R-Zacke. Die Anzahl von 200 Datensamples entspricht einem Zeitintervall von 195ms. Die Repräsentation der EKG-Artefakte wird durch die individuelle Muskelaktivität moduliert, wodurch jedes einzelne Artefakt unterschiedliche Amplitudenverläufe zeigen kann. Bei jedem Herzschlag findet immer eine maximale Aktivierung der Herzmuskulatur statt. Das bedeutet, dass sich der Cross Talk dieser Quelle bei konstanter Entfernung immer in gleicher Art und Weise peripher wiederfinden lässt und demnach ein systematisches Signal darstellt. Durch die Mittelung der EMG-Signale in diesem Bereich löschen sich stochastische Signale aus (EMG-Signal) und systematische Signale, wie das EKG-Artefakt, verbleiben. Somit wird ein Template erzeugt, welches ausschließlich die in jedem Kanal registrierte EKG-Aktivität enthält. Deren Beibehaltung führt bzw. kann im weiteren Verlauf zur grundsätzlichen Verfälschung der Signale und Fehlinterpretationen führen. Die individuellen EKG-Kanal-Templates werden zu deren registrierten Zeitpunkten ($R\text{-Zacke} \pm 195\text{ms}$), Cosinus-gewichtet, abgezogen (Abbildung 18).

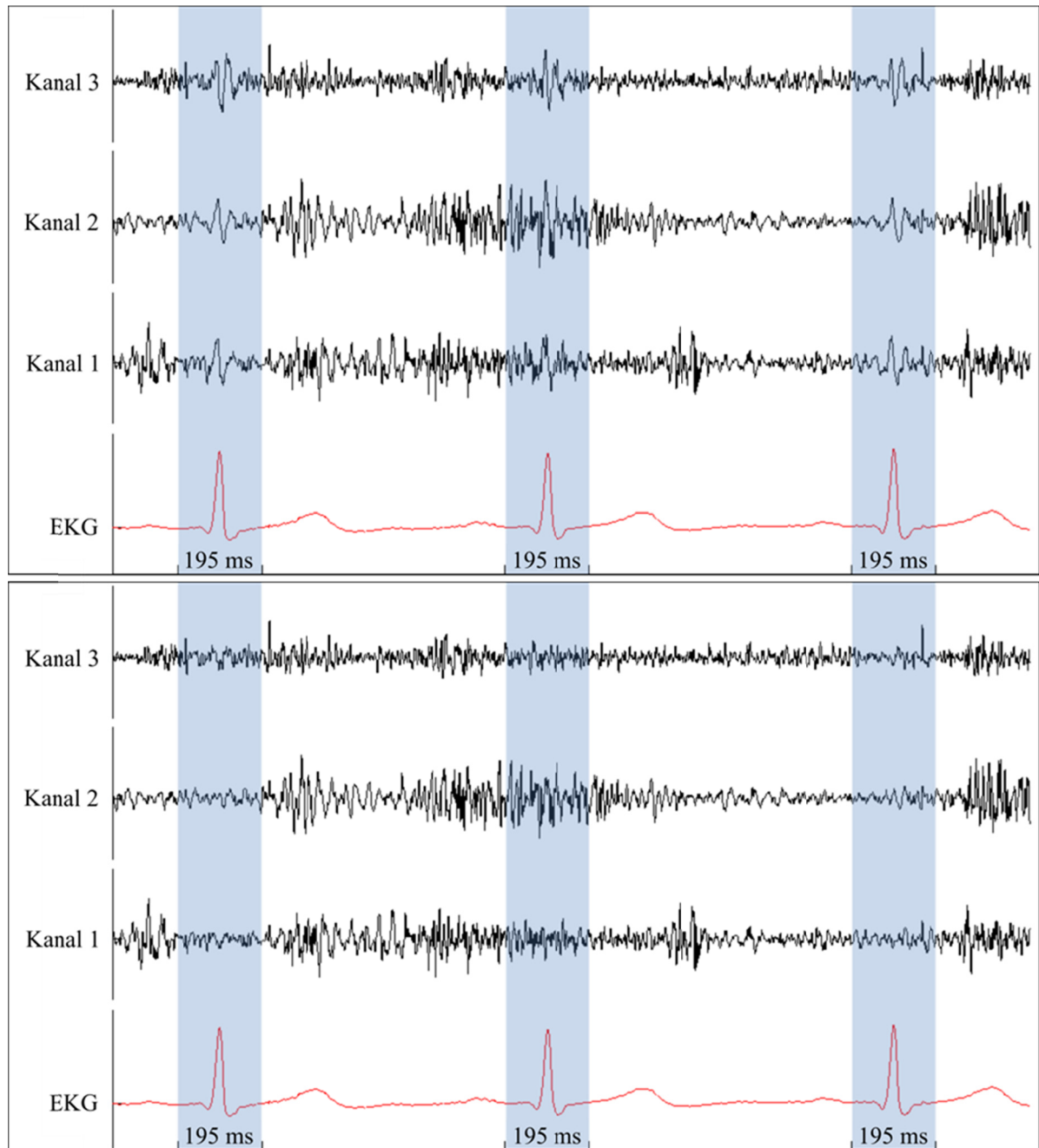


Abbildung 18: Exemplarische Darstellung der Elimination der EKG-Artefakte in drei Kanälen. Oben: EMG- und EKG-Artefakten, Unten: die gleichen EMG-Signale von oben nach Elimination der EKG-Artefakte. Der blaue Bereich zeigt die Breite des Wirkungsbereiches der Eliminations-Templates (400 Datensamples bei 2028Hz, bzw. 195ms).

Die Amplitudenverlaufskurven wurden entsprechend der ipsilateralen Fersenaufsätze (Doppelschritt) unterteilt, gleichgerichtet und gemittelt. Die Glättung erfolgte mittels RMS (*root mean square*). Doppelschritte die 10% länger oder kürzer dauerten als die Dauer des mittleren Schrittes, wurden in der weiteren Analyse nicht berücksichtigt. Die einzelnen

Schritte wurden anschließend mit einer Auflösung von 0,5% Zeit-normiert und visuelle überprüft. Anschließend wurden die einzelnen Schritte patientenweise gemittelt. In Abbildung 19 ist die muskuläre Aktivität (RMS in μV) der einzelnen und des gemittelten Schrittes eines Patienten zum Zeitpunkt Follow Up exemplarisch dargestellt.

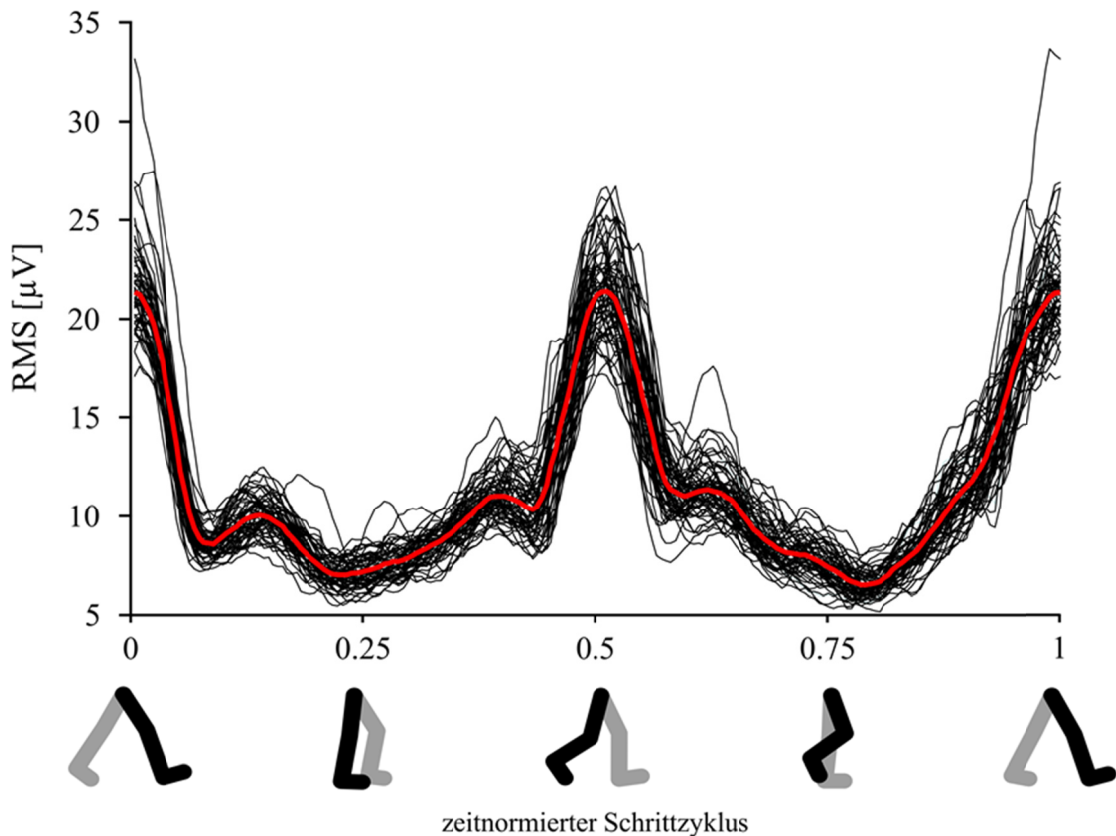


Abbildung 19: Darstellung der muskulären Aktivität (RMS in μV) während des zeitnormierten Schrittzyklus. Jede einzelne schwarze Linie entspricht der Aktivität während eines Schrittes. Die rote Linie ist der Mittelwert aus allen berücksichtigten Schritten (schwarzen Linien). Unter dem Diagramm ist der Doppelschrittzyklus vom Fersenkontakt bis zum erneuten ipsilateralen Fersenkontakt illustriert.

6.4.3. Interpolation der Position der Wirbelkörper und der EMG-Signale

Da die Patienten unterschiedlich groß sind, bzw. deren Wirbelsäulen unterschiedlich lang sind und die Elektroden mit äquidistanten Abständen damit einen individuell unterschiedlich großen Bereich der abgeleiteten Muskulatur abdecken, wurden die EMG-Signale weiter bearbeitet, um die Aktivität auf Höher der einzelnen Wirbelkörper zu berechnen. Hierfür wurden so viele Dornfortsätze wie möglich palpiert und deren Position zu den Elektroden vermerkt. Mindestens aber wurden die Positionen der Dornfortsätze von L5, L4, Th7 und C7

erfasst. Bei den operierten Patienten war es im operierten Bereich nicht möglich die Dornfortsätze zu palpieren. In Abbildung 20 sind die palperten und interpolierten Positionen der Dornfortsätze, die in dieser Arbeit berücksichtigt werden, dargestellt. Auf der Abszisse sind die einzelnen Wirbelkörper (Dornfortsatz) aufgetragen.

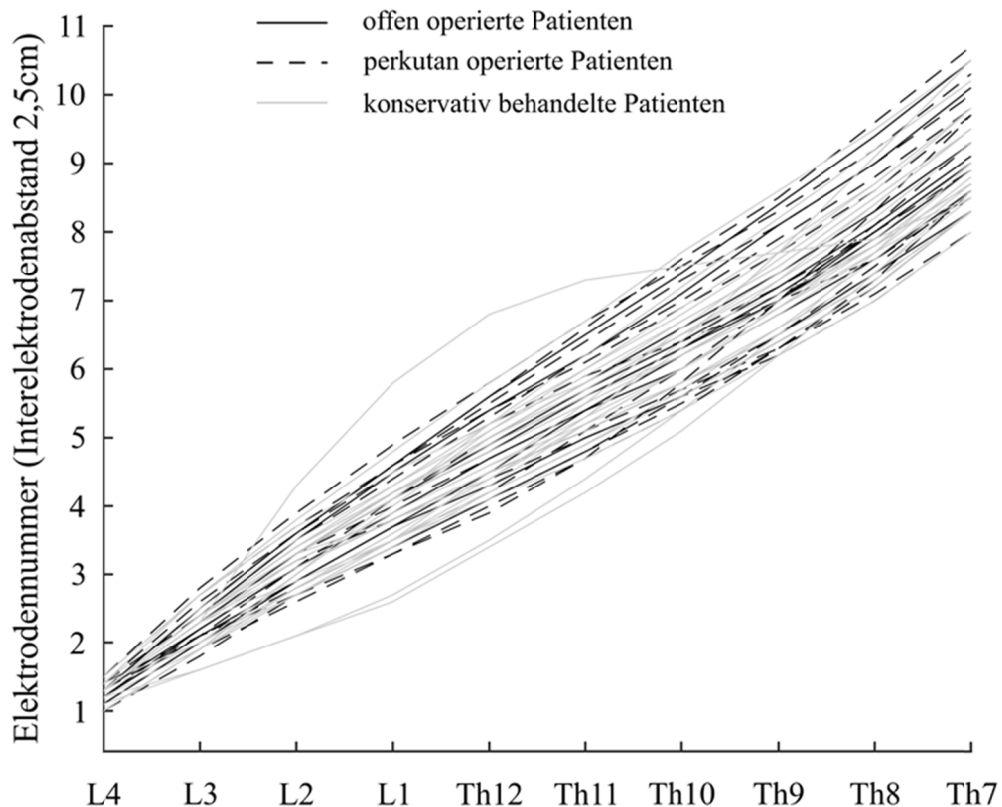


Abbildung 20: Darstellung der interpolierten Elektrodenpositionen auf Basis einzelner, palpierter Wirbelkörper. Die einzelnen Verläufe stellen die individuellen Wirbelsäulenprofile aufgrund der unterschiedlichen Länge der Wirbelsäule der einzelnen Patienten dar. Somit ist die Ableitung der Muskelaktivität der einzelnen und vergleichbaren Wirbel an unterschiedlichen Elektrodenpositionen nötig.

Die Ableitungen an den Elektrodenpositionen mit einem äquidistanten Abstand von 2,5cm sind auf der Ordinate aufgetragen.

Die Positionen der Wirbelkörper, deren Dornfortsätze nicht zu palpieren waren, wurden in einem ersten Schritt mittels spline Interpolation in Matlab® (interp1.m) berechnet (Abbildung 21, links: 1. Schritt). In einem zweiten Schritt wurden die EMG-Signale auf die Position der Dornfortsätze zwischen den Elektroden ebenfalls mittels spline Interpolation ermittelt

(Abbildung 21, rechts: 2. Schritt). Weiterhin ist in Abbildung 21, rechts, zu sehen, dass die mittleren Amplituden in ihrer Höhe im kranio-kaudalen Verlauf zunehmen. Die mittleren Amplituden stellen den Mittelwert von Amplitudenverlaufskurven über einen zeitnormierten Schritt dar. Hohe Amplituden zeugen von hoher muskulärer Aktivität, *et vice versa*. Die mittleren Amplituden sind in kaudalen Bereichen höher, als in kranialen Bereichen, was u.a. auf unterschiedlich große Muskelvolumina und unterschiedliche biomechanische Beanspruchung zurückzuführen ist. So sind bspw. auch die Wirbelkörper und die Kontaktflächen zwischen den Wirbeln im kaudalen Bereich deutlich größer als in kranialen Bereich.

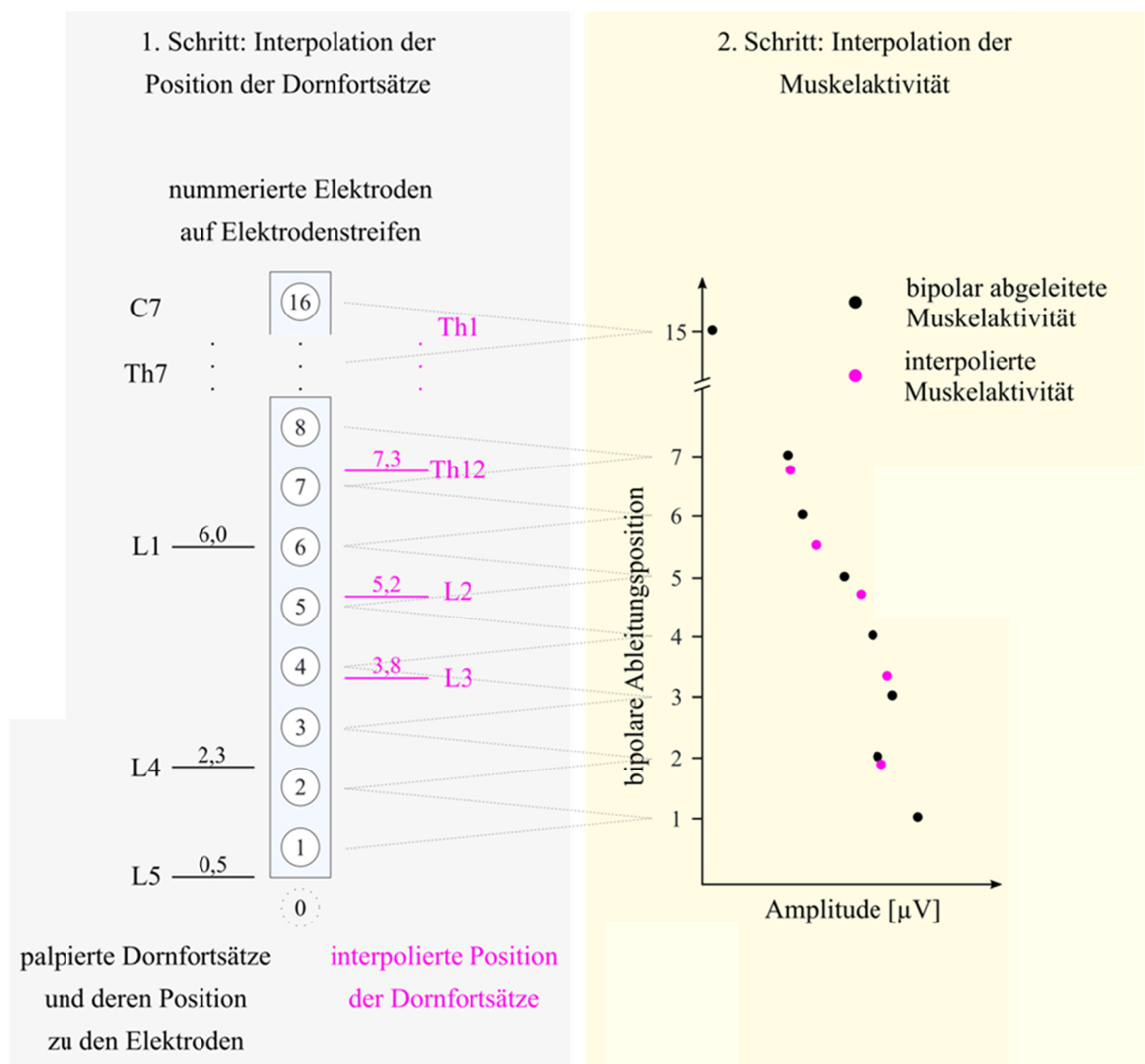


Abbildung 21: Schematische Darstellung der Berechnung der Position der nicht zu palpierenden Dornfortsätze (links): schwarz dargestellt und bezeichnet sind die palpierenden Dornfortsätze und deren Position auf dem Elektrodenstreifen, Magenta nicht zu palpierende und interpolierte Positionen der Dornfortsätze.

Rechts: Abbildung des EMG-Signals (mittlere Amplitude in μV) und deren bipolare Verortung. Die bipolare Aktivität (schwarze Punkte) berechnet sich als Mittel aus zwei angrenzenden Elektrodenpositionen. Die interpolierte Aktivität entsprechende der Verortung der Dornfortsätze ist mit Punkten in Magenta dargestellt. Sowohl die Verortung der Dornfortsätze, als auch deren zugehöriges EMG-Signal wurden mittels spline Interpolation berechnet.

6.4.4. Analyisierte Bereiche der Wirbelsäule

Die zu analysierten Bereiche der Wirbelsäule wie folgt unterteilt:

- Kranial der stabilisierten Segmente, des Fixateurs, respektive der Verletzung (*kranial_{FX}*)
- Stabilisierte Segmente, Bereich des Fixateurs oder der Verletzung (*defekt_{FX}*)
- Kaudal der stabilisierten Segmente, des Fixateurs, respektive der Verletzung (*kaudal_{FX}*)

Der Mittelwert der muskulären Aktivität auf Höhe der drei Wirbelkörper kranial der stabilisierten Segmente wird im Weiteren als Aktivität *kranial_{FX}* bezeichnet. Der Mittelwert der muskulären Aktivität auf Höhe der drei Wirbelkörper der beiden stabilisierten Segmente wird im Weiteren als *defekt_{FX}* bezeichnet. Die muskuläre Aktivität kaudal der stabilisierten Segmente, im Weiteren bezeichnet als *kaudal_{FX}*, konnte nicht immer über drei Wirbelkörper gemittelt werden. Um diese Limitation etwas abzuschwächen wurde der Bereich der gemittelten Aktivität von drei kaudalen Wirbelkörpern auf zwei Wirbelkörper reduziert. Die am weitesten kaudal gelegene messbare Aktivität auf Höhe eines Wirbelkörpers liegt - technisch limitiert - auf Höhe L4 (siehe Abbildung 21).

Bei Patienten mit frakturierten L3 und demnach stabilisierten Bereich von L2 bis L4 lässt sich keine weiter kaudal liegende Aktivität ermitteln. Bei Patienten mit frakturiertem L2 (stabilisierter Bereich L1 bis L3) stellt *kaudal_{FX}* die Aktivität auf Höhe von L4 dar. Bei Patienten mit frakturierten L1 (stabilisierter Bereich Th12 bis L2) wurde für *kaudal_{FX}* das Mittel der Aktivitäten auf Höhe L3 und L4 gebildet. In Abbildung 14 sind alle Patienten und deren drei Bereiche (*kaudal_{FX}* - schwarz, *defekt_{FX}* - rot, *kranial_{FX}* - grau) dargestellt.

6.4.5. Verwendeter Parameter: Variationskoeffizient

Ziel ist es, einen Parameter zu verwenden, der das Verhältnis aus funktionsbezogener hoher sowie niedriger Anspannung und einem mittleren Amplitudenniveau widerspiegelt und zwischen den Patienten vergleichbar ist. Bislang ist kein adäquater einfacher und praktikabler Parameter hierfür etabliert.

Aus den zeitnormierten Amplitudenverlaufskurven wurde für jeden Bereich und jede Geschwindigkeit der Variationskoeffizient (CV) berechnet. Die Berechnung des CV auf der Basis von EMG Zeitverlaufsdaten orientiert sich an Bailey et al. (2018). Hierfür werden der

Mittelwert und die Standardabweichung der RMS Verlaufskurven während des normierten Schritts verwendet.

Der CV ist definiert als:

$$CV = \frac{\text{Standardabweichung}}{\text{Mittelwert}}$$

und relativiert damit die „Schwankungsbreite“ (Standardabweichung) auf die mittlere Aktivität. Während des Gangzyklus wird die paravertebrale Muskulatur entsprechend der lokomotorischen Anforderungen unterschiedlich stark aktiviert. Die Aktivierungsspitzen werden beim ipsi- und kontralateralen Fersenaufsatz erreicht. Während der Anspannung erhöht sich der intramuskuläre Druck. Je höher dieser aufgrund der Muskelkontraktion bedingte Druck ist, desto schlechter ist die Perfusion des Muskelgewebes mit Blut und damit die Versorgung mit Sauerstoff und Nährstoffen. Zusätzlich werden anfallende Metaboliten schlechter abtransportiert. Je ausgiebiger und intensiver die Phase der Anspannung ist bei gleichzeitig verringerten Phasen geringerer Anspannung, desto schneller könnte dies zu einer peripheren Ermüdung der Muskulatur und den damit verbundenen - von den Patienten geschilderten - Beschwerden führen.

Um die Wahl und Interpretation des CV besser zu verstehen, sind in Abbildung 22 unterschiedliche schematische Amplitudenverläufe sowie Mittelwerte, Standardabweichung und der CV dargestellt. Entscheidend für eine sinnvolle Berechnung ist, dass der Mittelwert nicht Null ist. Dies kann aber bei einem gleichgerichteten EMG-Signal ausgeschlossen werden, da hier keine positiven und negativen Amplitudenanteile vorhanden sind. Es sind ausschließlich Amplituden mit positiven Vorzeichen vorhanden. Abbildung 22 A zeigt einen schematischen Amplitudenverlauf, der sich am physiologischen Amplitudenverlauf orientiert. Hier sind Amplitudenspitzen zu den ipsi- und kontralateralen Fersenaufsätzen zu finden, die jeweils von Phasen mit niedrigen Amplituden gefolgt werden. In so einem Fall, bei dem das gesunde Amplitudenverlaufsniveau zugrunde liegt, wird zunächst keine Ermüdung unterstellt. Veränderte Amplitudenverlaufskurven sind in Abbildung 22 B bis F abgebildet. Hierbei wurde teilweise die Anzahl an Amplitudenspitzen erhöht. Das kommt einer Reduzierung der Phasen mit niedrigen Amplituden und niedriger Anspannung gleich. Das mittlere oder auch niedrigste Amplitudenniveau wurde ebenfalls teilweise verändert. Vergleicht man die Kurven

in Abbildung 22 A) und B), so resultiert aus den unterschiedlichen Verläufen in B) ein niedrigerer CV, der ein schlechteres Verhältnis aus hohen und niedrigen Amplituden widerspiegelt als in A). Die Schlussfolgerung hieraus wäre, dass Patienten mit einem Amplitudenverlauf wie in B) schneller ermüden. Beim Vergleich von A) und C) ist zu sehen, dass die mittlere Amplitude in C) höher ist. Hier werden zu den funktionsbezogenen Zeitpunkten des Fersenaufsatzes die gleichen Amplitudenspitzen erreicht wie in A), die niedrigsten Amplituden liegen allerdings deutlich höher. Hier würde man, verglichen mit A), auch eine Ermüdung im Laufe der Zeit erwarten. Der CV in D) ist noch niedriger als in A), B) und C), was zu einer schnelleren Ermüdung als in führen müsste. In Abbildung 22 E) und F) sind die gleichen Amplituden wie in C) und D) aufgetragen, nur ist das allgemeine Amplitudenniveau geringer. Vergleicht man C) und E) so würde man in C) eine schnellere Ermüdung unterstellen als in E). Dies kommt auch im CV zum Ausdruck welche in E) größer ist. Schlussfolgernd kann man feststellen, dass in A) und E) die größten CV zu finden sind. In den anderen schematisch dargestellten Amplitudenverläufen könnte man eine schnellere Ermüdung unterstellen. Dies drückt sich in einem niedrigeren CV aus.

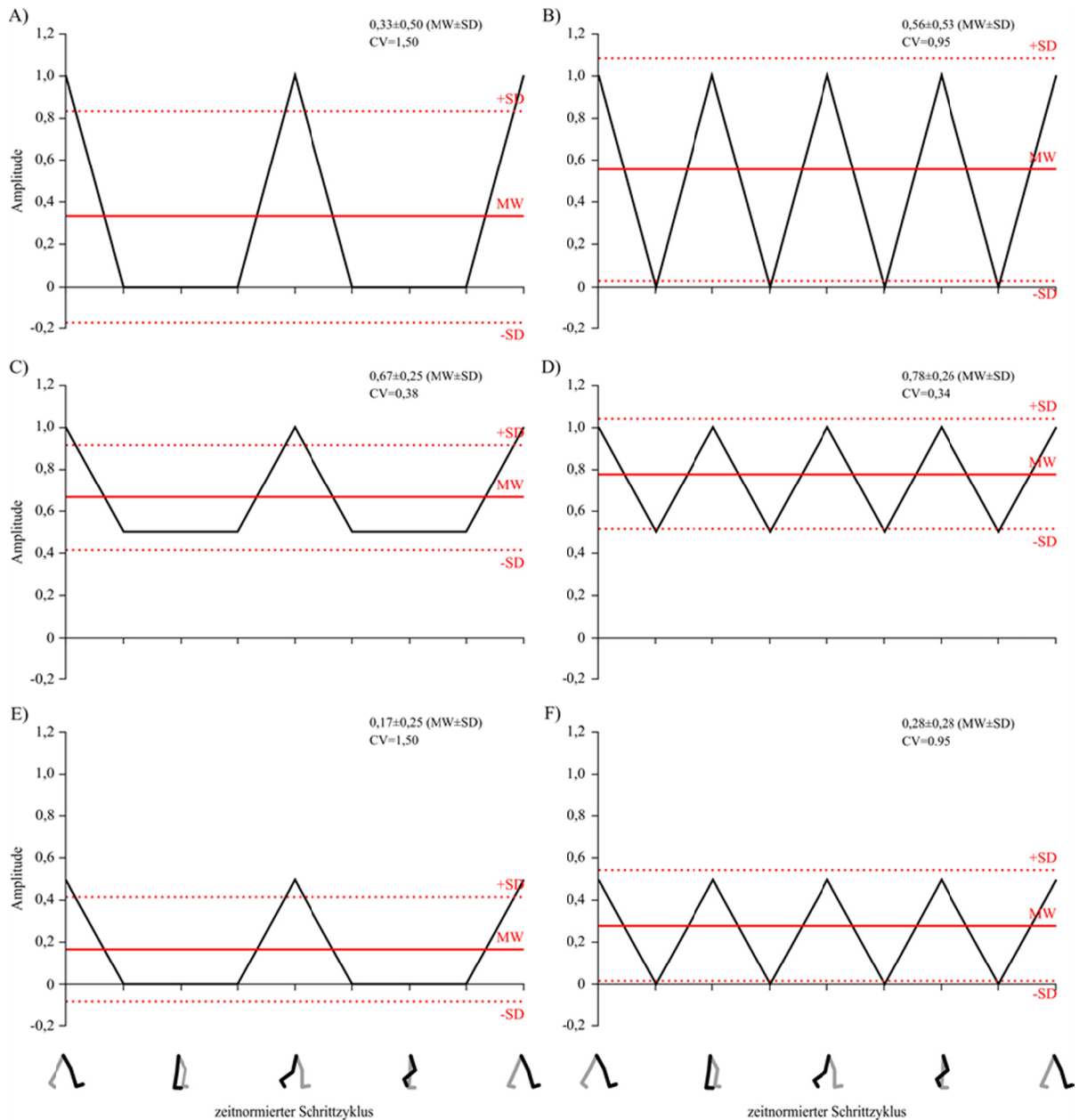


Abbildung 22: Darstellung exemplarischer und schematischer Amplitudenverläufe, die sich in A) am Amplitudenverlauf von gesunden Personen orientiert. Hier sind Amplitudenspitzen beim ipsi- und kontralateralen Fersenaufsatz zu finden. In den B) bis F) sind hiervon ausgehend unterschiedliche Amplitudenverläufe abgebildet, die sich in der Anzahl der Amplitudenspitzen und Niveau unterscheiden. In Rot sind die Mittelwerte und die Standardabweichung der Amplitudenverläufe eingezeichnet. Die tatsächlichen Werte hierfür und der daraus berechnete und in dieser Arbeit verwendete Parameter CV (Variationskoeffizient) sind ebenfalls aufgetragen.

Die Übertragung der Methode ins Physiologische und zur Veranschaulichung sind in Abbildung 23 zwei Kurvenverläufe eines Patienten zu zwei unterschiedlichen Zeitpunkten dargestellt. Zum Zeitpunkt U1 hat dieser Patient einen geringeren CV als 6 Monate später zum Zeitpunkt Follow Up (U1 = 0.34, Follow Up = 0.61). Die Standardabweichung der Kurvenverläufe ist in etwa gleich, die mittlere Aktivität jedoch zum Zeitpunkt Follow Up geringer und deutlich Funktions/Phasenbezogener, verglichen mit der Aktivität zum Zeitpunkt U1. Ein höherer CV-Wert spiegelt demnach ein größeres Wechselspiel der Muskelaktivität wider. Die Muskelaktivität ist demnach phasischer, verglichen mit geringeren CV-Werten bei denen die Muskelaktivität eher tonischen Charakter hat.

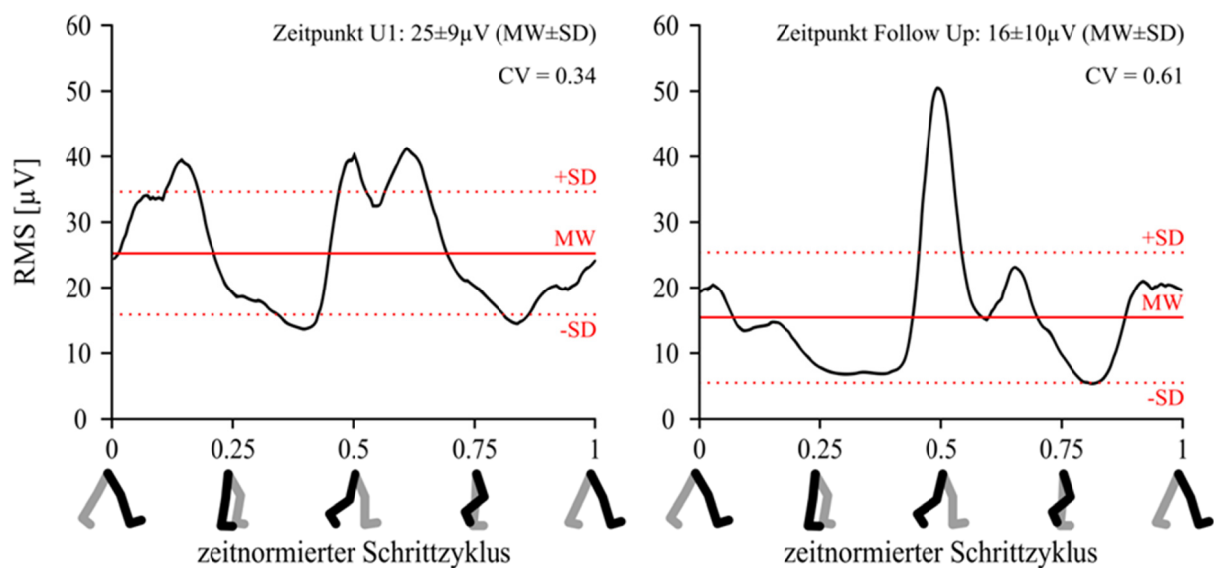


Abbildung 23: Darstellung zweier mittlerer Amplitudenzeitverläufe (schwarze Linie) eines zeitnormierten Schrittes von ein und demselben Patienten zu zwei Zeitpunkten (U1 und Follow Up). Der Mittelwert und die Standardabweichung zur Berechnung der intramuskulären Koordination (CV) sind als rote Linien eingezeichnet.

6.5. Statistische Verfahren

Der Test auf Normalverteilung erfolgte mittels Shapiro-Wilk Test. Unterschiede in der Zusammensetzung der Art der Versicherung (berufsgenossenschaftlich oder gesetzlich versichert) und der frakturierten Wirbelkörper zwischen den Interventionen wurden mittels exakten Tests nach Fisher untersucht. Unterschiede im Alter, BMI und Klassifikation der Frakturmorphologie (AOSpine) zwischen den drei Interventionen wurden jeweils mit einer univariaten ANOVA und Bonferroni *post hoc* Test ermittelt. Die ordinal skalierte Variable AOSpine Klassifikation verletzt zwar formal die Voraussetzungen (Intervall skalierte Daten) für eine ANOVA aufgrund der nicht vorliegenden metrischen Skala, jedoch existiert keine Alternative für eine derartige Auswertung und die ANOVA selbst ist robust gegen diese Art der Voraussetzungsverletzung (Lunney 1970, Harwell et al. 2016)

Die Dauer der Operationen in Abhängigkeit der Instrumentierung (Hypothese 1) wurde mittels Test für unabhängige Stichproben geprüft. Der Einfluss der ventralen Stabilisierung (VBR) auf die Veränderung der paravertebralen intramuskulären Koordination (Hypothese 2) wurde mit abhängigem Testverfahren für jeden der drei Bereiche (*kaudal_{FX}*, *defekt_{FX}*, *kraniel_{FX}*) untersucht. Die Veränderung der Muskelaktivität im zeitlichen Verlauf und der Einfluss der Intervention (Hypothese 3) wurde mittels ANOVA mit Messwiederholung (rmANOVA, Intervention (3) \times Untersuchungszeitpunkt (2)) ermittelt. Zur Einschätzung eintretender Effekte werden zur Beantwortung der Hypothesen die Effektstärken nach Cohen (Cohen 1988, Cohen 1992) ergänzend angegeben.

Die Bewertung der Effektstärken nach Cohen ist in der folgenden Übersicht aufgeführt:

auf Basis des partiellen η^2 aus der ANOVA:	auf Basis nichtparametrischer, unabhängiger Testung (Wilcoxon-Vorzeichen-Rang Test -Test):	auf Basis nichtparametrischer abhängiger Testung (Mann Whitney U Test):
$f = \sqrt{\frac{\eta_p^2}{1 - \eta_p^2}}$	$r = \left \frac{z}{\sqrt{N}} \right $	$r = \left \frac{z}{\sqrt{N}} \right $
<ul style="list-style-type: none"> • $f = .10$ entspricht einem schwachen Effekt • $f = .25$ entspricht einem mittleren Effekt • $f = .40$ entspricht einem starken Effekt 	<ul style="list-style-type: none"> • $r = .10$ entspricht einem schwachen Effekt • $r = .25$ entspricht einem mittleren Effekt • $r = .40$ entspricht einem starken Effekt 	<ul style="list-style-type: none"> • $r = .10$ entspricht einem schwachen Effekt • $r = .30$ entspricht einem mittleren Effekt • $r = .50$ entspricht einem starken Effekt

Die Schwelle für Signifikanz wurde für alle Test mit $p = 5\%$ festgelegt. Die statistische Analyse der Daten erfolgte mittels IBM SPSS Statistics (Statistics for Windows, Version 24.0. Armonk, NY: IBM Corp).

7. ERGEBNISSE

7.1. Allgemeines

7.1.1. Stichprobenumfang

Insgesamt konnten 52 Patienten in die Untersuchungen für diese Arbeit einbezogen werden. Zehn Patienten wurden offen operiert (OSS), 18 Patienten wurden minimalinvasiv operiert (MISS) und 24 Patienten erhielten eine konservative Behandlung (konservativ). Die Anzahl der Patienten variiert zwischen den Zeitpunkten. Die jeweiligen Stichprobenumfänge sind in Tabelle 2 und Tabelle 3 dargestellt.

Tabelle 2: Darstellung der Stichprobenumfänge der operierten Patienten zu den verschiedenen Untersuchungszeitpunkten:

	Offene oder minimalinvasive dorsale Instrumentierung	U1 - präoperativer Tag der ventralen Stabilisierung – 1. Untersuchung	U2 – 6 Wochen nach ventraler Stabilisierung – 2. Untersuchung	Follow Up – 6 Monate nach ventraler Stabilisierung – 3. Untersuchung
OSS	10	10	9	9
MISS	18	18	16	15

Tabelle 3: Darstellung der Stichprobenumfänge der konservativ behandelten Patienten zu deren beiden Untersuchungszeitpunkten, welche mit den Zeitpunkten U2 und Follow Up der operierten Patienten korrespondieren.

	6 Wochen nach Unfall – 1. Untersuchung	6 Monate nach Unfall – 2. Untersuchung
konservativ	24	18

7.1.2. Geschlecht

Von den 52 untersuchten Patienten waren 29 Männer und 23 Frauen. Bei diesen verteilten sich die drei Interventionen wie folgt: OSS: 9 Männer und 1 Frau; MISS: 8 Männer und 10 Frauen; konservativ: 13 Männer und 11 Frauen.

7.1.3. Unfallursachen

Die häufigsten Unfallursachen waren banale Stürze ($N = 13$) sowie Stürze von der Leiter, Baum oder Gerüst ($N = 13$). Die dritthäufigste Unfallursache waren Verkehrsunfälle (PKW/Motorrad, $N = 8$), gefolgt Fahrradstürzen ($N = 5$) als Unfallursache. Alle 13 weiteren Ursachen waren: Treppensturz ($N = 3$), zwei Abstürze mit dem Gleitschirm, zwei Stürze vom Pferd, ein Absturz beim Klettern, ein Sturz beim Snowboarden, ein Tackling beim Rugby, ein Sturz aus der Hängematte, ein Sturz vom Trampolin und ein Sturz durch die Wohnungsdecke.

7.1.4. Versicherung

Da sich in Abhängigkeit von der Art des Unfalls und folgend der Art der Versicherung die spätere Trainings- und Physiotherapie in Umfang und Dauer zwischen berufsgenossenschaftlich und gesetzlich krankenversicherten Patienten unterscheiden könnte, wurde die Art der Versicherung erfasst. Bei insgesamt 17 Patienten passierte der Unfall während der Arbeit, wodurch sie berufsgenossenschaftlich versichert waren. Bei den übrigen 35 Patienten passierte der Unfall während der Freizeit. Die Kostenträger waren gesetzliche Krankenversicherungen. Der exakte Test nach Fisher zeigt keine signifikanten Zusammenhänge ($p = 0.078$, $N = 52$). Die Art der Versicherung hat keinen Einfluss auf die Wahl der Intervention. Die Anzahl der jeweiligen Art der Versicherung ist für die drei Interventionen in Abbildung 24 dargestellt.

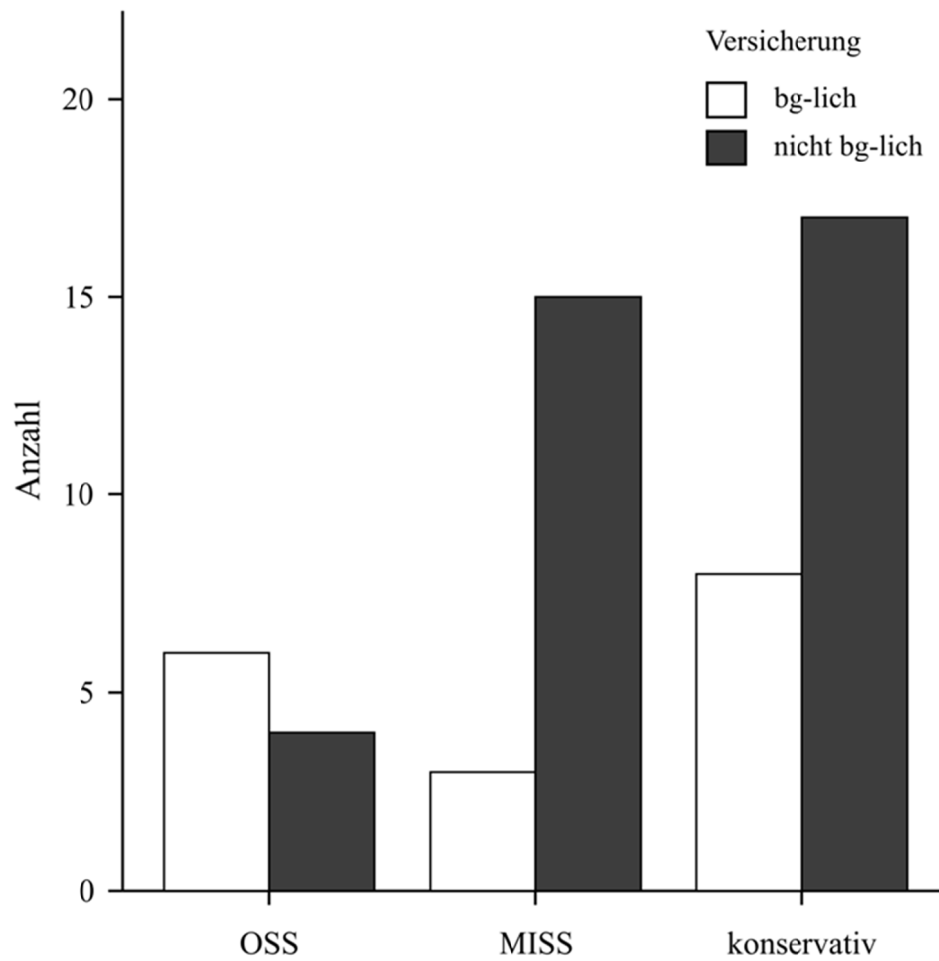


Abbildung 24: Dargestellt ist die Anzahl der berufsgenossenschaftlichen (bg-lich) und gesetzlich (nicht bg-lich) krankenversicherten Patienten der drei Therapien (OSS: offene Instrumentierung, MISS: minimalinvasive Instrumentierung, konservativ: konservative Behandlung).

7.1.5. Schrittdauer bei 4 km/h

Um mögliche Unterschiede im Gehen zu erfassen, wurde die Kadenz zwischen den Interventionen verglichen. Die rmANOVA (Intervention (3) \times Zeitpunkt (2)) zeigt für beide Haupteffekte signifikante Einflüsse (Intervention: $F_{(2,33)} = 3.393$, $p = 0.046$, $\eta^2 = 0.171$; Zeitpunkt: $F_{(1,33)} = 5.252$, $p = 0.028$, $\eta^2 = 0.137$). Der Interaktionseffekt zwischen Intervention und Zeitpunkt ist nicht signifikant ($p = 0.464$). Die *post hoc* ausgeführten, Bonferroni angepassten, paarweisen Vergleiche zeigen keine signifikanten Unterschiede zwischen den Interventionen. In Tabelle 1 sind die mittleren Differenzen und die p-Werte der paarweisen Vergleiche für die Intervention dargestellt.

Tabelle 4: Differenzen und p-Werte der Kadenz für die Interventionen bei 4 km/h.

(I)Gruppe	(J)Gruppe	Mittlere Differenz (I-J)	p-Wert
offen	perkutan	-0,006	1,000
	konservativ	0,049	0,183
perkutan	offen	0,006	1,000
	konservativ	0,055	0,070
konservativ	offen	-0,049	0,183
	perkutan	-0,055	0,070

Die konservativ behandelten Patienten verfehlen nur knapp das Signifikanzniveau von 5%. Sie zeigen eine tendenziell niedrigere Kadenz als die operierten Patienten (Abbildung 25).

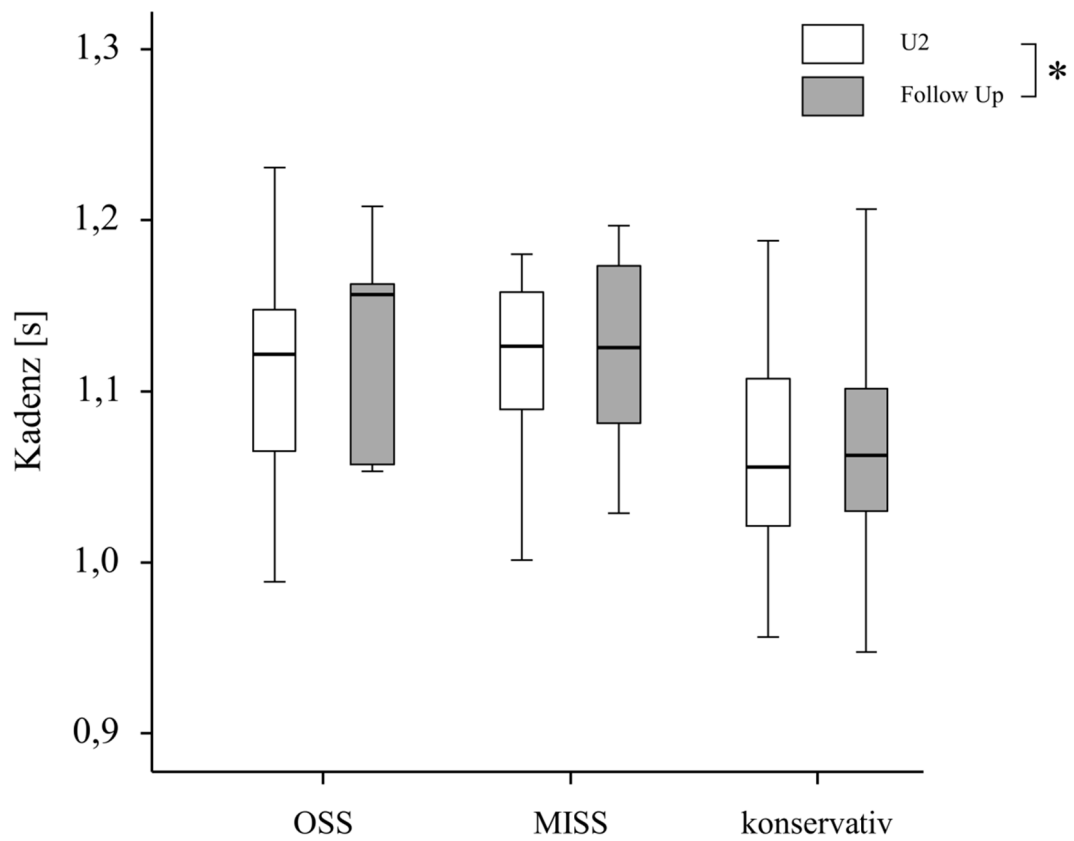


Abbildung 25: Darstellung der Kadenz (Dauer pro Schritt in Sekunden) der drei Interventionen zu den beiden Zeitpunkten U2 und Follow Up. Das Sternchen kennzeichnet signifikante Unterschiede.

Die *post hoc* ausgeführten, Bonferroni angepassten, paarweisen Vergleiche für den Zeitpunkt zeigen zum Zeitpunkt Follow Up signifikant größere Kadenzen ($p = 0.028$).

7.1.6. Operationsdauer der ventralen Stabilisierung

Im Mittel dauerte die ventrale Stabilisierung (VBR-Wirbelkörperersatz) 154 Minuten. Die kürzeste Zeitdauer betrug 60 Minuten und die längste 405 Minuten. Der Vergleich der Operationsdauer mittels U-Test zeigt keine Unterschiede zwischen den Interventionen OSS und MISS (Shapiro Wilk: $p < 0,05$; $U = 57.500$, $p = 0.226$, $z = -1.210$, $N = 28$).

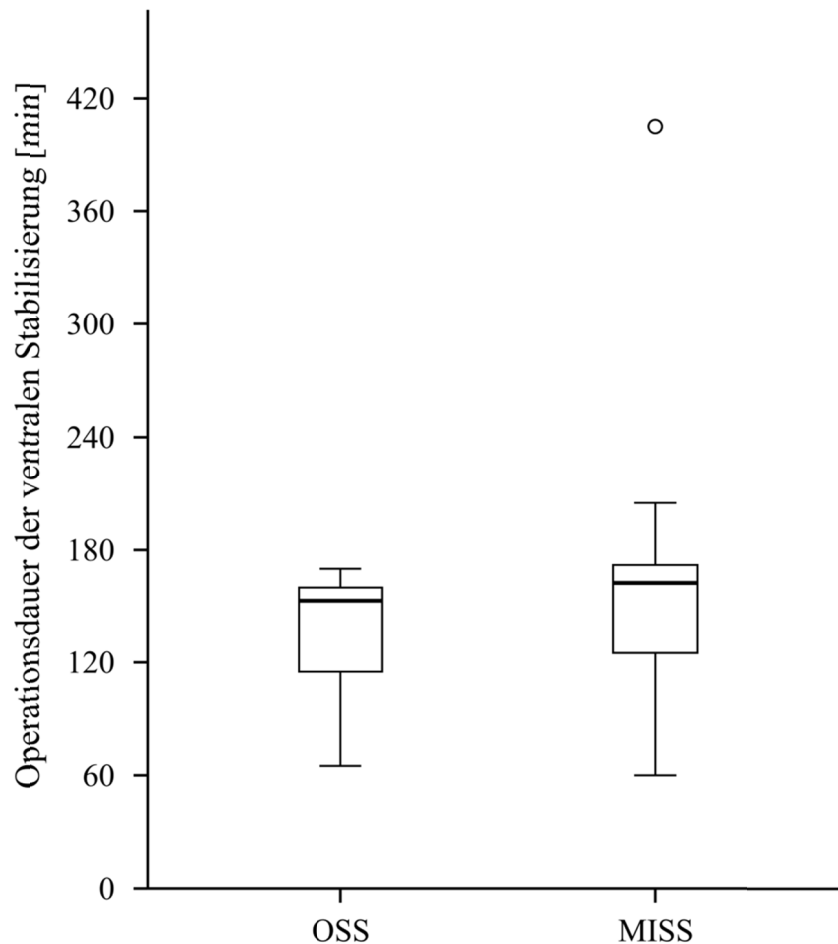


Abbildung 26: Darstellung der Operationsdauer in Minuten der ventralen Stabilisierung für die Interventionen OSS und MISS (OSS: offene Instrumentierung, MISS: minimalinvasive Instrumentierung).

7.2. Hypothesen bezogene Ergebnisse

Der Shapiro-Wilk Test zeigt für den Zeitpunkt U1 und U3 für den Bereich *kranial_{FX}* der offen instrumentierten Patienten keine Normalverteilung für die intramuskuläre Koordination (U1: $p = 0.025$, U3: $p = 0.026$). Zu allen anderen Zeitpunkten und in allen anderen Bereichen der drei Interventionen kann von einer Normalverteilung ausgegangen werden ($p > 0.05$). Um einheitliche statistische Verfahren zu verwenden und die Voraussetzungen für die statistische Testung nicht zu verletzen, wurden die Hypothesen 1 und 2 mittels Wilcoxon-Vorzeichen-Rang Test (weiter bezeichnet als Wilcoxon-Test) geprüft.

7.2.1. Hypothese 1 – Vergleich der Operationsdauer zwischen offener und minimalinvasiver Instrumentierung

Zur Beantwortung der Hypothese wurde die Dauer der Operation von 10 offen und 18 minimalinvasiv operierten Patienten verwendet. Die Operationszeit für die OSS lag zwischen 40 und 160 Minuten. Für die MISS lag die Operationszeit zwischen 45 und 150 Minuten. Der U-Test zeigt keinen signifikanten Unterschied der Operationszeit zwischen den beiden Verfahren (Shapiro-Wilk Test: $p < 0,05$; $U = 88.000$, $p = 0.944$, $z = -0.096$, $N = 28$). Die Effektstärke nach Cohen liegt bei $r = 0.02$, was einem sehr schwachen Effekt entspräche. Die Dauer der Operationszeit ist für beide Verfahren in Abbildung 27 dargestellt.

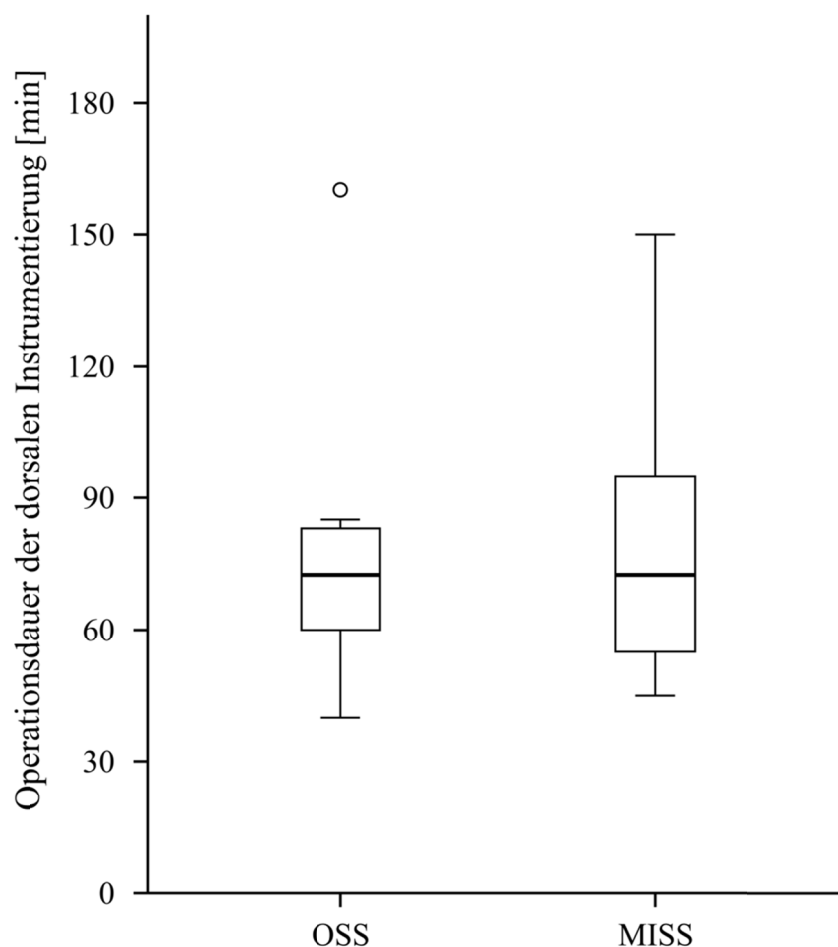


Abbildung 27: Darstellung der Operationszeit in Minuten für beide dorsale Instrumentierungen (OSS: offene Instrumentierung, MISS: minimalinvasive Instrumentierung).

7.2.2. Hypothese 2A – Einfluss der ventralen Stabilisierung mittels VBR bei offener Instrumentierung auf die intramuskuläre Koordination

Diese Hypothese beantwortet die Frage, ob sich die intramuskuläre Koordination in den Bereichen *kranial_{FX}*, *defekt_{FX}* oder *kaudal_{FX}* durch die ventrale Stabilisation bei den Patienten mit *offener Instrumentierung* verändert. Aufgrund fehlender oder fehlerhafter Werte konnten von den ursprünglich 10 offen operierten Patienten in der Analyse für die Bereiche *kaudal_{FX}* lediglich 6 Patienten, *defekt_{FX}* 8 Patienten und für den Bereich *kranial_{FX}* 8 Patienten berücksichtigt werden. Der Wilcoxon-Test zeigt für die Bereiche *kaudal_{FX}* und *defekt_{FX}* keine signifikante Änderung ($p = 0.844$, $z = -0.314$, $N = 6$; $p = 1.000$, $z = 0.000$, $N = 8$). Der Median der intramuskulären Koordination für den Bereich *kaudal_{FX}* liegt am Tag vor der Operation (U1) bei 0.41 und 6 Wochen danach (U2) bei 0.46. Der Median der intramuskulären Koordination für den Bereich *defekt_{FX}* liegt am präoperativen Tag (U1) bei 0.39 und 6 Wochen danach (U2) bei 0.40. Die Effektstärken für den Bereich *kaudal_{FX}* und *defekt_{FX}* liegen nach Cohen bei $r = 0.13$ und $r = 0.00$ was einem schwachen bzw. keinem nachweisbaren Effekt entspricht.

Die intramuskuläre Koordination im Bereich *kranial_{FX}* verändert sich signifikant von 0.32 auf 0.42 ($p = 0.008$, $z = -2.521$, $N = 8$). Die Effektstärke für den Bereich *kranial_{FX}* liegt nach Cohen bei $r = 0.89$. Das entspricht einem sehr starken Effekt. Die intramuskuläre Koordination der offen operierten Patienten in den drei Bereichen ist für beide Zeitpunkte U1 und U2 in Abbildung 28 dargestellt.

Ein einheitlicher Effekt auf alle drei Bereiche kann nicht gefunden werden. In den Arealen *defekt_{FX}* und *kaudal_{FX}* lassen sich keine signifikanten Änderungen finden. Die intramuskuläre Koordination wird durch die ventrale Stabilisierung mittels VBR hier nicht verändert. Im Bereich *kranial_{FX}* verändert die ventrale Stabilisierung mittels VBR die intramuskuläre Koordination. Der CV-Wert ist signifikant größer.

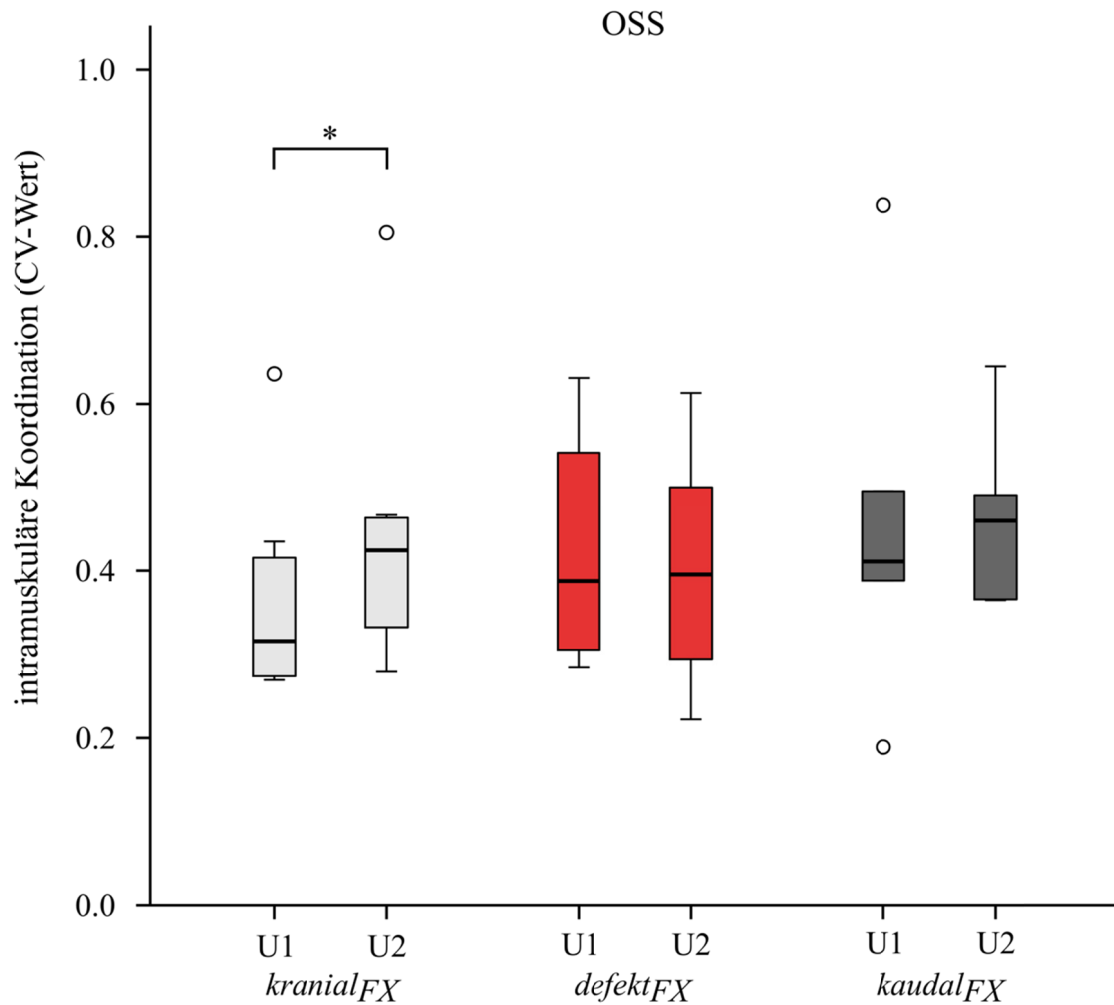


Abbildung 28: Darstellung der Auswirkung des Wirbelkörperersatzes (VBR) durch ventrale Stabilisierung auf die intramuskulären Koordination (CV-Wert) zu den Zeitpunkten U1 (präoperativer Tag) und U2 (6 Wochen post OP) bei Patienten mit offener dorsaler Instrumentierung (OSS). Signifikante Unterschiede in der Verteilung sind mit einem Sternchen versehen.

7.2.3. Hypothese 2B – Einfluss der ventralen Stabilisierung mittels VBR bei minimalinvasiver Instrumentierung auf die intramuskuläre Koordination

Diese Hypothese beantwortet die Frage, ob die ventrale Stabilisierung mittels VBR die intramuskuläre Koordination in den drei Bereichen *kranial_{FX}*, *defekt_{FX}* oder *kaudal_{FX}* bei Patienten nach *minimalinvasiver Instrumentierung* verändert. Die Stichprobengröße von ursprünglich 18 MISS Patienten reduziert sich aufgrund fehlender oder fehlerhafter Werte für die Bereiche *kranial_{FX}* und *defekt_{FX}* auf jeweils 13 Patienten und für den Bereich *kaudal_{FX}* auf 11 Patienten. Der Wilcoxon-Test zeigt für die Bereiche *kranial_{FX}* und *defekt_{FX}* im Verlauf von 6 Wochen eine signifikante Änderung der intramuskulären Koordination. Im Bereich *kranial_{FX}* erhöht sich der Median 0.32 auf 0.41 signifikant ($p = 0.021$, $z = -2.271$, $N=13$). Im Bereich *defekt_{FX}* findet eine signifikante Änderung von im Median 0.40 auf 0.50 statt ($p = 0.006$, $z = -2.621$, $N = 13$). Die Effektstärke nach Cohen liegt für den Bereich *kranial_{FX}* bei $r = 0.63$ und für den Bereich *defekt_{FX}* bei $r = 0.73$. Das entspricht jeweils einem sehr starken Effekt. Die intramuskuläre Koordination im Bereich *kaudal_{FX}* verändert sich im Median nicht signifikant. Der CV ist sowohl zu kurz nach der Operation, als auch 6 Wochen danach 0.35 ($p = 0.054$, $z = -1.956$, $N = 11$). Die Effektstärke nach Cohen liegt im Bereich *kaudal_{FX}* bei $r = 0.59$. Die intramuskuläre Koordination der drei Bereiche der MISS Patienten ist für beide Zeitpunkte U1 und U2 in Abbildung 29 dargestellt.

Auch hier kann kein einheitlicher Effekt in allen Bereichen gefunden werden. Im Bereich *kaudal_{FX}* findet keine signifikante Veränderung der intramuskulären Koordination durch die ventrale Stabilisierung durch VBR statt. In den Bereichen *kranial_{FX}* und *defekt_{FX}* wird die intramuskuläre Koordination signifikant verändert, der CV-Wert steigt an.

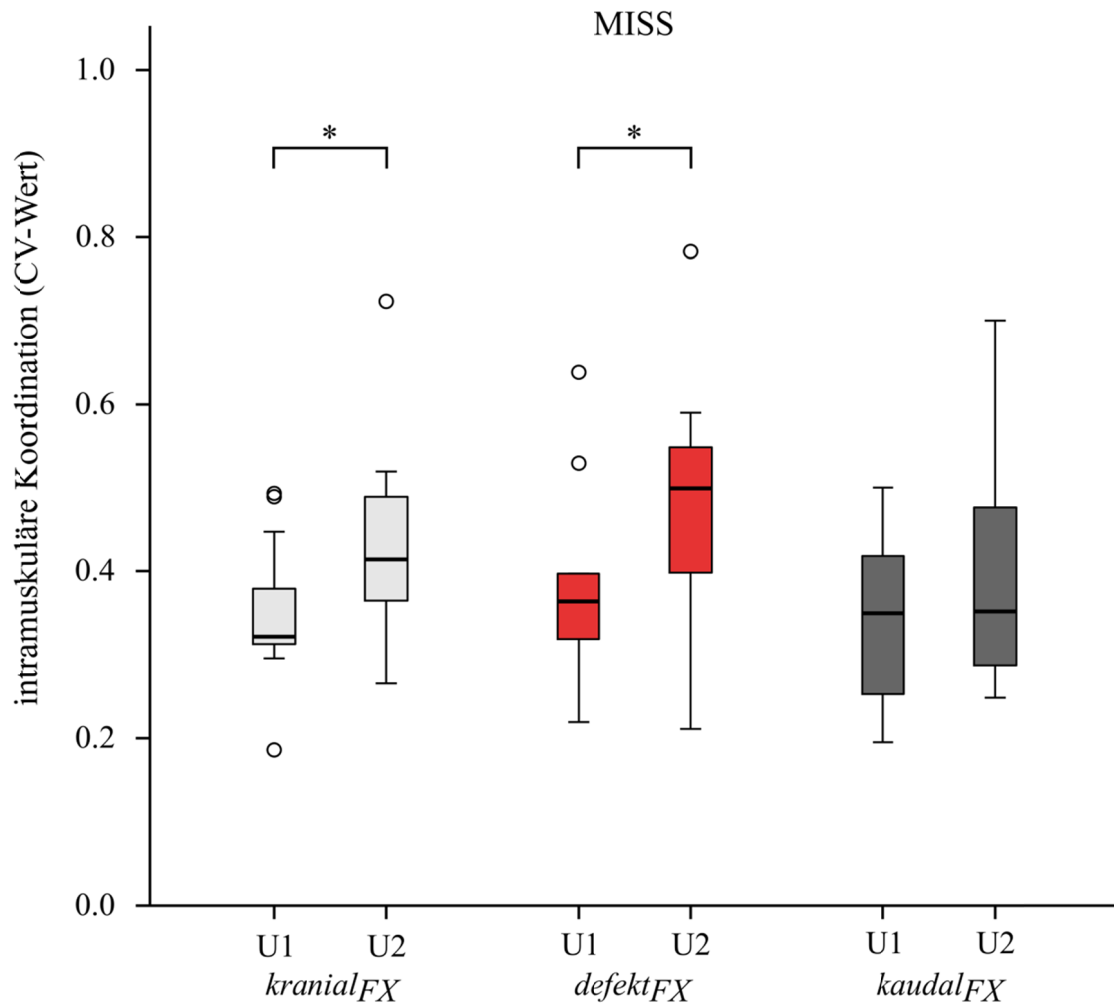


Abbildung 29: Darstellung der Auswirkung des Wirbelkörperersatz (VBR) durch ventrale Stabilisierung auf die intramuskulären Koordination (CV) zu den Zeitpunkten U1 (präoperativer Tag) und U2 (6 Wochen post OP) bei Patienten mit minimalinvasiver dorsaler Instrumentierung (MISS). Signifikante Unterschiede in der Verteilung sind mit einem Sternchen versehen.

Zusammenfassung der Ergebnisse (Effektstärke, p-Wert, Änderung):

OSS:

- *kranial_{FX}* $r = 0.89$; $p = 0.008$; CV-Wert $U1 < U2$
- *defekt_{FX}* $r = 0.00$; $p = 1.000$
- *kaudal_{FX}* $r = 0.13$; $p = 0.844$

MISS:

- *kranial_{FX}* $r = 0.63$; $p = 0.02$; CV-Wert $U1 < U2$
- *defekt_{FX}* $r = 0.73$; $p = 0.006$, CV-Wert $U1 < U2$
- *kaudal_{FX}* $r = 0.59$; $p = 0.054$

7.2.4. Hypothese 3 – Einfluss der Intervention (OSS, MISS, konservativ) auf die intramuskuläre Koordination im zeitlichen Verlauf

Die Hypothese 3 prüft, ob die drei Interventionen sich unterschiedlich auf die intramuskuläre Koordination auswirken. Dies wurde mittels rmANOVA (Intervention (3) \times Untersuchungszeitpunkt (2)) und Bonferroni *post hoc* Test für jeden der drei Bereiche untersucht.

Die rmANOVA zeigt für den Bereich *kranial_{FX}* einen signifikanten Einfluss des Haupteffekt Untersuchungszeitpunkt auf die intramuskuläre Koordination ($F_{(1,32)} = 6.370$, $p = 0.017$, partielles $\eta^2 = 0.166$, $N = 35$). Die *post hoc* ausgeführten Bonferroni korrigierten paarweisen Vergleiche zeigen, dass die CV-Werte im Verlauf der 6 Monate signifikant steigen ($p = 0.017$). Die Effektstärke nach Cohen f liegt bei 0.45. Das entspricht einem starken Effekt. Für den Haupteffekt Intervention lässt sich kein signifikanter Einfluss nachweisen ($F_{(2,32)} = 1.036$, $p = 0.367$, partielles $\eta^2 = 0.061$, $N = 35$). Die Effektstärke nach Cohen f liegt bei 0.25, was einem mittleren Effekt entsprechen würde. Ein signifikanter Interaktionseffekt zwischen Intervention \times Untersuchungszeitpunkt ist nicht nachweisbar ($F_{(2,32)} = 1.179$, $p = 0.320$, partielles $\eta^2 = 0.069$, $N = 35$).

Im Verlauf von 6 Monaten nach der Spondylodese oder der Fraktur steigert sich der CV im Bereich *kranial_{FX}* signifikant, die Art der Therapie hat aber keinen signifikanten Einfluss.

Für den Bereich *defekt_{FX}* zeigt die rmANOVA einen signifikanten Einfluss des Haupteffekts Untersuchungszeitpunkt auf die intramuskuläre Koordination ($F_{(1,32)} = 7.584$, $p = 0.010$, partielles $\eta^2 = 0.192$, $N = 35$). Wie im Bereich *kranial_{FX}* lassen sich auch im Bereich *defekt_{FX}* signifikant steigende CV-Werte im Verlauf der 6 Monate feststellen ($p = 0.010$). Die Effektstärke nach Cohen ist $f = 0.49$, was einem starken Effekt entspricht. Für den Haupteffekt Intervention lässt sich keine signifikante Auswirkung nachweisen ($F_{(2,32)} = 0.464$, $p = 0.633$, partielles $\eta^2 = 0.028$, $N = 35$). Der hier vorliegende Effekt nach Cohen ist mit $f = 0.17$ als schwach zu bezeichnen. Eine signifikante Interaktion zwischen Intervention und Untersuchungszeitpunkt zeigt sich nicht ($F_{(2,32)} = 1.731$, $p = 0.193$, partielles $\eta^2 = 0.099$, $N = 35$).

Im Verlauf von 6 Monaten verändert sich der CV signifikant, die Art der Intervention hat jedoch auch hier keinen Einfluss auf die intramuskuläre Koordination im frakturierten Bereich *defekt_{FX}*.

Die Analyse für den Bereich *kaudal_{FX}* zeigt in der rmANOVA keinen signifikanten Haupteffekt, weder für den Untersuchungszeitpunkt ($F_{(1,25)} = 2.900$, $p = 0.101$, partielles $\eta^2 = 0.104$, $N = 28$), noch für die Intervention ($F_{(2,25)} = 0.421$, $p = 0.661$, partielles $\eta^2 = 0.033$, $N = 28$). Die Effektstärken nach Cohen sind mit $f = 0.34$ für den Untersuchungszeitpunkt und mit $f = 0.18$ für die Intervention als moderat zu bezeichnen.

Der CV verändert sich demnach während der 6 Monate nicht signifikant und die Art der Intervention hat auch hier keinen Einfluss auf die intramuskuläre Koordination im Bereich *kaudal_{FX}*.

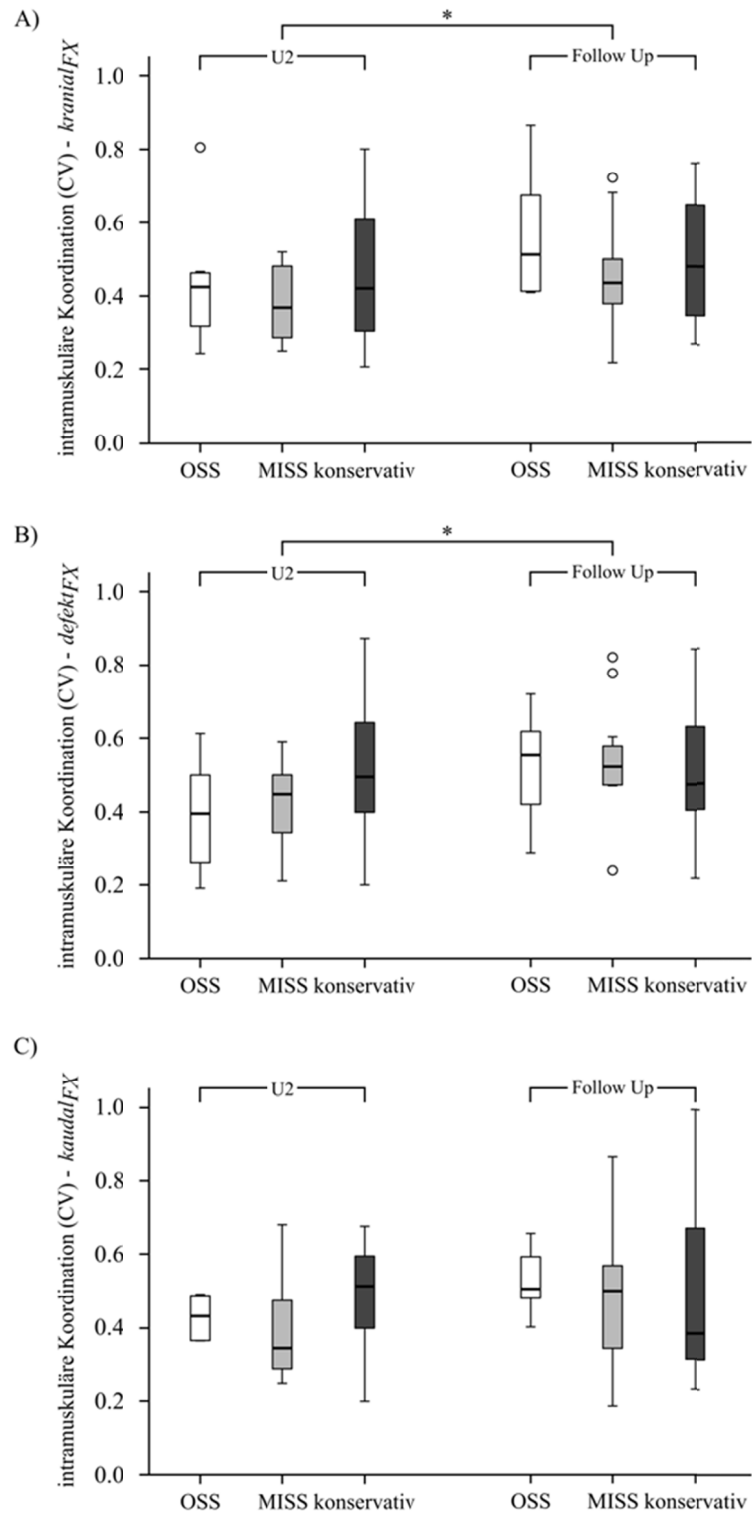


Abbildung 30: Darstellung der intramuskulären Koordination (CV) für die drei Bereiche $cranial_{FX}$, $defekt_{FX}$ und $kaudal_{FX}$, zu zwei Zeitpunkten (U2: 6 Wochen nach OP/Unfall, Follow Up: 6 Monate nach Operation/Unfall) für alle drei Interventionen (OSS: offene Instrumentierung, MISS: minimalinvasiver Instrumentierung, konservativ: konservative Behandlung). Signifikante Unterschiede in der Verteilung sind mit einem Sternchen versehen.

Zusammenfassung der Ergebnisse (Effektstärke, p-Wert, Änderung):

kranial_{FX}

- Zeitpunkt: $f = 0.45$; $p = 0.017$; CV-Wert $U1 < U2$
- Intervention: $f = 0.25$; $p = 0.367$

defekt_{FX}

- Zeitpunkt: $f = 0.49$; $p = 0.01$; CV-Wert $U1 < U2$
- Intervention: $f = 0.17$; $p = 0.633$

kaudal_{FX}

- Zeitpunkt: $f = 0.34$; $p = 0.101$
- Intervention: $f = 0.18$; $p = 0.661$

8. DISKUSSION

8.1. Operationszeit dorsale Instrumentierung OSS versus MISS

Das Ziel der Arbeit war es, auf Basis muskelfunktioneller Untersuchungen einen Beitrag dafür zu leisten, die Entscheidung für eine entsprechende Intervention zu erleichtern. Die gefundenen Ergebnisse fallen in Summe nicht eindeutig aus.

Die Dauer der Operationszeiten unterscheidet sich nicht zwischen beiden Instrumentierungen. Eine Überlegenheit aufgrund einer kürzeren Dauer kann nicht gefunden werden, insofern sind beide Instrumentierungen als gleichwertig einzuordnen.

Trotz des höheren Aufwands an chirurgischem Instrumentarium dauern MISS nicht länger als OSS. Die technischen Lösungen haben sich insbesondere für minimalinvasive Instrumentierung stetig weiterentwickelt. Die Operationszeiten sind in Übereinstimmung mit Fan et al. (2010), Wang et al. (2010) und Phan et al. (2015), wenn auch deren mittleren Operationszeiten länger waren als die bei den von mir untersuchten Patienten. Wegen der technischen Weiterentwicklung ist fraglich, ob ein Vergleich der Operationszeiten aus unterschiedlichen Jahren (teilweise 8 Jahre Unterschied) sinnvoll ist. Aktuell untersuchte Operationszeiten lassen sich bei Yang et al. (2018) finden. Dort erfolgte die dorsale Instrumentierung für OSS (N = 30) in 97 ± 9 Minuten und für MISS (N = 30) in 52 ± 7 Minuten. Der Unterschied zwischen beiden chirurgischen Techniken ist bei Yang et al. (2018) signifikant ($p < 0.001$). Die Zeiten in dieser Arbeit für die OSS lagen im Mittel bei 77 ± 30 Minuten und damit ~20 Minuten niedriger. Die Zeiten für MISS lagen bei 79 ± 31 Minuten und waren im Gegensatz zu OSS länger (Differenz der Mittelwerte 17 Minuten).

Die Dauer einer Operation ist neben frakturbedingten Schwierigkeiten auch vom Erfahrungsgrad der Chirurgen und deren Umgang mit dem Instrumentarium abhängig. Die Erfahrung in der Anwendung des Instrumentariums unterliegt einer Lernkurve. Die Lernkurven für minimalinvasive Techniken fallen zwar unterschiedlich aus, die Operationszeiten sinken jedoch relativ rasch auf unter 60% der Dauer der ersten Operation für MISS (Sclafani und Kim 2014). Eine Reduzierung der Operationszeit erfolgt hier bereits in den ersten 10 Fällen und verkürzt sich weiter asymptotisch bis zum 30. operierten Fall (Rong et al. 2008, Nowitzke 2005, McLoughlin und Fourney 2008). Mit zunehmender Erfahrung sink auch zugleich das Risiko an auftretenden Komplikationen (Sclafani und Kim 2014). Das spiegelt sich ebenfalls in kürzeren Operationszeiten wider. Im BG Klinikum Bergmannstrost werden seit vielen Jahren interne Fixateure bei traumatischen Wirbelfrakturen implantiert. Pro

Jahr sind es im Verbund der Kliniken ca. 300 unfallbedingte Wirbelsäuleninstabilitäten, die operativ behandelt werden. Hierbei finden hauptsächlich dorsale Fixateur-Systeme Anwendung. Seit 2011 werden auch zunehmend perkutane Fixateur-Systeme in der Frakturbehandlung eingesetzt. Es besteht demnach eine große Erfahrung bei deren Verwendung, die deutlich über einen 30. operierten Fall hinausgeht. Hier sind MISS mittlerweile, wie auch die OSS, zur Routine für die Instrumentierung traumatischer Wirbelfrakturen geworden. Die kürzesten und die längsten Operationen, im Rahmen des Forschungsprojektes, dauerten vergleichsweise gleich lange:

- kürzeste Operationszeiten: OSS: 40 Minuten, MISS: 45 Minuten
- längste Operationszeiten: OSS: 160 Minuten, MISS: 150 Minuten.

Insgesamt wurden fünf verschiedene Fixateur-Systeme verwendet. Für die jeweilige Instrumentierung, OSS oder MISS, sind diese zwar vergleichbar, es gibt nach Aussagen der Chirurgen aber kleine Unterschiede in der Handhabung. Es ist daher gut möglich, dass jeder Chirurg ein bestimmtes System aufgrund dessen Handhabung favorisiert und sich deshalb die Dauer der Operation mit anderen Fixateur-Systemen unterscheidet. Die im Mittel längere Operationszeit von 17 Minuten für MISS, verglichen mit Yang et al. (2018) könnte evtl. auch auf im Klinikum Bergmannstrost mittlwerweile verwendete etwas ältere Fixateursysteme zurückzuführen sein (Zeitraum der Operationen 2012 bis 2014). Eine konkrete Angabe zum verwendeten System bei Yang et al. (2018) fehlt. Inwieweit die durchgeführten Operationen frakturbedingt unterschiedlich kompliziert waren oder durch unvorhergesehene Komplikationen beeinträchtigt wurden, kann nicht gesagt werden. Das Alter und der BMI der behandelten Patienten unterschieden sich nicht zwischen den Interventionen, insofern kann aus dieser Sicht von einer ähnlichen Auswirkung für die drei Gruppen ausgegangen werden. Ob allerdings sekundäre Erkrankungen bei einzelnen Patienten vorlagen, die einen Effekt auf die Operationszeit hatten, war nicht zu eruieren.

Bezüglich der Operationszeit kann festgestellt werden, dass bei entsprechender Erfahrung des Chirurgen beide Instrumentierungen äquivalent sind. Sollten also bestimmte patientenbezogene Kriterien, wie Umfang der angestrebten Korrektur, die Anzahl der zu stabilisierenden Segmente oder die Körperfülle des Patienten für eine der beiden Instrumentierungen als günstiger erscheinen, so könnten diese Kriterien bei der Entscheidung gegenüber der Operationszeit favorisiert werden. Sollte dem Chirurgen die Operation mit einem der beiden Techniken besonders zügig und einfach gelingen, dann wäre diese ggf. zu bevorzugen, um damit die Risiken für längere Operationszeiten zu reduzieren. Mit steigender

Operationszeit steigt das Risiko postoperativer Thrombosen, Infektionen, Schluckstörungen, Sehstörungen u.v.m. Und in Kombination mit weiteren Risikofaktoren führt sie bis zu einer erhöhten Sterblichkeit (Kim et al. 2015, Pull ter Gunne und Cohen 2009, Smith-Hammond et al. 2004, Stambough et al. 2007, Walick et al. 2007, Schoenfeld et al. 2011).

8.2. Einfluss der ventralen Stabilisierung (Hypothese 2A und Hypothese 2B)

Um spätere Effekte bezüglich der CV-Werte aufgrund der ventralen Stabilisierung zu untersuchen, wurden auch hier die Operationszeiten verglichen. Die Dauer der Operation unterscheidet sich nicht signifikant. Das Verfahren ergänzt die dorsale Stabilisierung (OSS und MISS) und stützt die Wirbelsäule durch einen VBR ventral ab um eine Kyphosierung zu vermeiden. Die ventrale Stabilisierung ist für beiden Patientengruppen (OSS und MISS) in gleicher Art und Weise durchgeführt worden. Insofern kann davon ausgegangen werden, dass sich bei gleichem Procedere und nicht unterschiedlicher Operationszeit die Effekte nicht unterschiedlich auf die intramuskuläre Koordination auswirken. Im Mittel dauerte die ventrale Stabilisierung für die Gruppe der OSS Patienten 134 ± 42 Minuten. Für die Gruppe der MISS Patienten lag die Dauer bei 164 ± 72 Minuten ($p = 0.226$). Die ventrale Stabilisierung dauert demnach in etwa doppelt so lang wie die dorsale Instrumentierung. Diese Operationszeiten sind auch in Übereinstimmung mit der Literatur (Saraph et al. 2004, Tian et al. 2013, Phan et al. 2015). Mit der Dauer der Operationszeit korreliert auch hier das Risiko an Komplikationen (Phan et al. 2015, Schoenfeld et al. 2011, Yamasaki et al. 2017). Demnach wäre nach der ventralen Stabilisierung häufiger mit Komplikationen zu rechnen, als nach der dorsalen Operation. Da sich die Operationszeiten der ventralen Stabilisierung jedoch nicht signifikant zwischen den beiden operierten Patientengruppen unterscheiden, kann man beiden Gruppen eine vergleichbare postoperative Komplikationsrate unterstellen. Tatsächlich aufgetretene Komplikationen wurden jedoch nicht erfasst. Aufgrund der geringeren Invasivität der MISS und der damit verbundenen früheren Mobilisation dieser Patienten, könnten diese Beeinträchtigungen, aufgrund der zweiten Operation, besser kompensieren. Diese Patienten profitieren von einem möglichen früheren Funktionsgewinn nach der ersten Operation (Tian und Boden 2016, Mayer und Mayer 2017).

Die ventrale Stabilisierung hat für die beiden chirurgischen Interventionen einen unterschiedlichen Effekt auf die muskuläre Koordination. Die Gruppe der MISS Patienten zeigt im Bereich *kaudal_{FX}* zwar keine signifikante Änderung ($p = 0.054$), allerdings sind in allen drei Bereichen mittlere bis starke Effekte hinsichtlich veränderter CV-Werte (*kranial_{FX}*

$r = 0.63$, $defekt_{FX}$ $r = 0.73$, $kaudal_{FX}$ $r = 0.59$) vorhanden. Die mittleren CV-Werte der Patienten sind im Verlauf der 6 Wochen zwischen der dorsalen Instrumentierung und der ventralen Stabilisierung gestiegen. Dargestellt ist dies in Tabelle 5. Die CV-Werte haben sich also bei diesen Patienten im Laufe der Zeit – von dorsaler Instrumentierung zur ventralen Stabilisierung - bereits verbessert. Die Steigerung spricht für eine verbesserte intramuskuläre Koordination durch die eine verringerter Ermüdung zu unterstellen ist.

Tabelle 5: mittlere CV-Werte (intramuskuläre Koordination) der beiden Interventionen (OSS: offene dorsale Instrumentierung; MISS minimal invasive dorsale Instrumentierung) der drei Wirbelsäulenbereiche zu den Zeitpunkten postoperativ (U1), was dem präoperativen Tag der ventralen Stabilisation entspricht und 6 Wochen postoperativ nach der ventralen Stabilisierung (U2).

Bereich	OSS		MISS		Änderung U1 zu U2	
	U1	U2	U1	U2	OSS	MISS
$kranial_{FX}$	0.30±0.05	0.37±0.07	0.34±0.08	0.41±0.13	+23%	+21%
$defekt_{FX}$	0.42±0.13	0.40±0.10	0.37±0.10	0.46±0.15	-5%	+24%
$kaudal_{FX}$	0.46±0.21	0.46±0.10	0.34±0.10	0.40±0.15	±0%	+18%

Für die Gruppe der OSS Patienten sind diese Effekte nur für den Bereich $kranial_{FX}$ zu finden ($r = 0.89$), siehe Tabelle 5. Die Effektstärken für die Bereiche $defekt_{FX}$ und $kaudal_{FX}$ sind als sehr gering zu bewerten ($defekt_{FX}$ $r = 0.00$, $kaudal_{FX}$ $r = 0.13$). Die unterschiedliche Invasivität der Interventionen zeigt sich in den CV-Werten somit bereits nach 6 Wochen. Die intramuskuläre Koordination der minimal invasiv instrumentierten Patienten verbessert sich, verglichen mit den offen operierten Patienten. Dies würde den Erwartungen von Tian und Boden (2016) sowie Mayer und Mayer (2017) entsprechen.

Insofern zeigt die minimalinvasive Technik muskelfunktionell bereits kurzfristig bessere Ergebnisse. Die kurzfristige Überlegenheit minimalinvasiver Techniken wurde von Wang et al. (2011b) bei Patienten nach Bandscheibenoperationen für Schmerzen, Rückenschmerzen und schmerzbedingte körperliche Einschränkungen gezeigt. Die Auswirkung der technikbedingten Beeinträchtigung im Bereich $defekt_{FX}$ erscheint besonders deutlich. Für die OSS ist hier die geringste Effektstärke zu finden. Betrachtete man die mittleren CV-Werte, so ist sogar eine Verringerung zu sehen, dies spricht für eine Verschlechterung der intramuskulären Koordination. Die MISS führt im Mittel zu einer Verbesserung der CV-Werte von 24%, das ist gleichzeitig die größte Änderung zu diesem Zeitpunkt in den drei

Bereichen der beiden Interventionen. Aufgrund der umfangreicheren Gewebeschädigung und der damit verbundenen möglichen Schädigung nervaler Strukturen, können diese Effekte erklärt werden. Die Verschlechterung der intramuskulären Koordination muss allerdings nicht zwingend auf eine Denervation zurückzuführen sein. Sollte sich die mittlere Aktivität erhöht haben und die Schwankungsbreite im Amplitudenverlauf gleichgeblieben sein, dann würde der CV-Wert ebenfalls geringer werden (siehe Abbildung 22).

Da der Bereich $defekt_{FX}$ besonders interessant ist, da dieser direkt durch die unterschiedliche OP-bedingte Invasivität beeinträchtigt wird, betrachte ich diesen im Folgenden etwas genauer. Eine nachträglich ausgeführte rmANOVA (Intervention (2) \times Zeitpunkt (2)) für die mittleren Amplituden zeigt einen signifikanten Haupteffekt für die Intervention ($F_{(1,19)} = 7.699$, $p = 0.012$, $\eta^2 = 0.288$), aber nicht für den zweiten Haupteffekt, den Zeitpunkt, ($F_{(1,19)} = 2.754$, $p = 0.113$, $\eta^2 = 0.127$). Beide partielle Effektstärken sind als groß zu bewerten ($\eta^2 > 0.14$). Das Verfehlen des Signifikanzniveaus von $p = 0.05$ ist vermutlich dem doch recht geringen Stichprobenumfang geschuldet („underpowered“). Die mittleren Amplituden sinken von U1 zu U2 (6 Wochen) um ca. 10% (OSS: U1 $41 \pm 19 \mu V$, U2 $36 \pm 18 \mu V$; MISS: U1 $27 \pm 7 \mu V$, U2 $23 \pm 9 \mu V$). Die mittleren Amplituden (RMS in μV) dieser *post hoc* ausgeführten Analyse sind in Abbildung 31 dargestellt.

Für die Standardabweichung der Amplitudenverlaufskurven zeigt die rmANOVA (Intervention (2) \times Zeitpunkt (2)) ebenfalls einen signifikanten Haupteffekt für die Intervention ($F_{(1,19)} = 5.297$, $p = 0.031$) mit großer Effektstärke ($\eta^2 = 0.221$). Der zweite Haupteffekt - Zeitpunkt – ist nicht signifikant ($F_{(1,19)} = 1.038$, $p = 0.321$, $\eta^2 = 0.052$). Die Gruppe der MISS Patienten zeigt signifikant niedrigere Standardabweichungen. Die Differenz beträgt $-6\mu V$, das entspricht einem um ca. 30% geringeren Wert als in der Gruppe der OSS-Patienten.

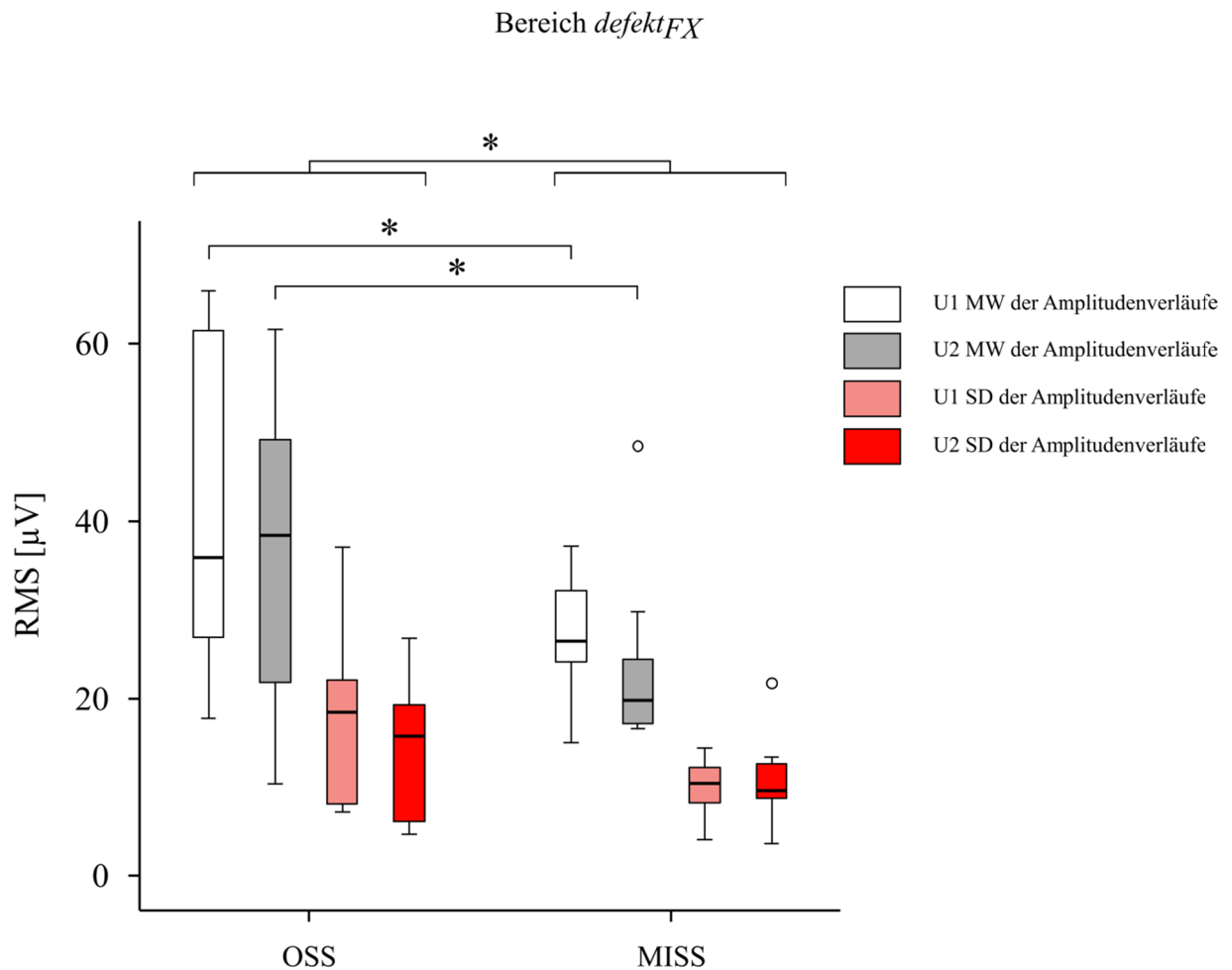


Abbildung 31: Dargestellt sind die Mittelwerte (MW) und die Standardabweichung (SD) der Amplitudenverlaufskurven als Boxplot für den Bereich $defekt_{FX}$ in μV , für beide chirurgischen Interventionen zu den Zeitpunkten U1 (6 Wochen nach dorsaler Instrumentierung, entspricht präoperativer Tag der ventralen Stabilisierung) und U2 (6 Wochen nach ventraler Stabilisierung)). Signifikante Ergebnisse der rmANOVAs für die Parameter MW und SD (Intervention (2) \times Zeitpunkt (2)) sind mit Sternchen markiert

Der CV-Wert ist das Verhältnis Standardabweichung und Mittelwert (siehe Kapitel 6.4.5). Sowohl das mittlere Amplitudenniveau als auch die Standardabweichung der Amplitudenverläufe sind bei den Patienten der OSS höher als bei den Patienten der MISS Gruppe im Bereich $defekt_{FX}$. Vergleicht man diese Resultate mit den schematischen Annahmen in Abbildung 32, der methodischen Annahme auf Seite 56 (Abbildung 22) entspricht, dann wäre für die OSS Gruppe die Abbildung 32 B mit höherem MW und SD, bei resultierend niedrigerem CV-Wert, korrespondierend. Für die MISS Gruppe wäre Abbildung 32 E mit niedrigerem MW, niedrigerem SD und höherem CV-Wert übereinstimmend.

Demnach ist insbesondere in diesem Bereich ($defekt_{FX}$) bei den Patienten der OSS Gruppe eine schnellere Ermüdung zu unterstellen. Das erhöhte mittlere Amplitudenniveau der OSS Patienten widerspricht allerdings der Annahme der Denervation. Bei einer Denervation müsste aufgrund der reduzierten Anzahl an ansteuerbaren motorischen Einheiten die mittlere Amplitude niedriger sein.

Es ist ebenfalls zu sehen, dass die Streuung innerhalb der beiden Gruppen für die einzelnen Parameter unterschiedlich ist (siehe Abbildung 31). Legt man die unterschiedliche Streuung und die mittlere Amplitude zugrunde und vergleicht die korrespondierenden schematischen Darstellungen in Abbildung 32 A, dann wird deutlich, dass der Verlauf für die Gruppe der MISS Patienten denen von Gesunden ähnlicher ist, als der der OSS Patienten. Der schematische Kurvenverlauf in Abbildung 32 A orientiert sich ursprünglich an dem Verlauf von gesunden Personen.

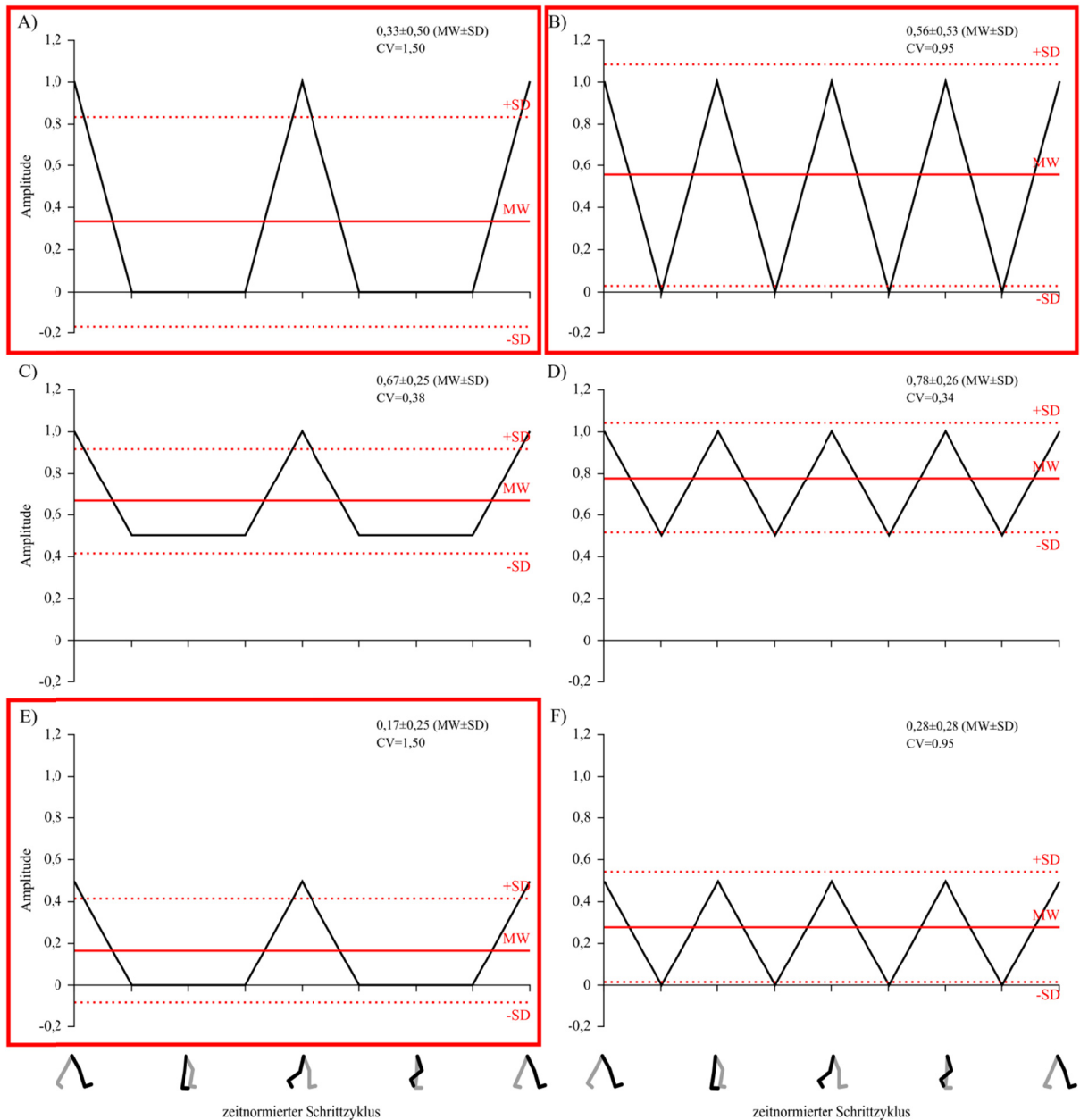


Abbildung 32: Darstellung exemplarischer und schematischer Amplitudenverläufe (aus Abbildung 22), die sich in A) am Amplitudenverlauf von gesunden Personen orientiert. Rot umrandet sind die korrespondierenden Amplitudenverläufe zu den Ergebnissen anhand der MW, SD und CV für die offene (B) und die minimalinvasive (E) dorsale Instrumentierung.

Die Dynamik der Veränderung der intramuskulären Koordination, insbesondere im Bereich *defekt_{FX}*, spricht für die minimalinvasive Instrumentierung. Die Patienten der OSS Gruppe zeigen im Verlauf von 6 Wochen in diesem Bereich keine Veränderung der CV-Werte, das Niveau bleibt gleich, bzw. sinkt im Mittel leicht (siehe Tabelle 5). Dies ist möglicherweise auf

eine partielle Denervation zurückzuführen und wäre damit im Einklang zu anderen Untersuchungen mittels Nadel-EMG (Cawley et al. 2014, Waschke et al. 2014).

Für den Bereich *kaudal_{FX}* zeigt sich eine vergleichbare Tendenz. Im Bereich *kranial_{FX}* zeigen die OSS Patienten allerdings eine deutliche Steigerung des CV-Wertes um 23%, das entspricht der Steigerung der CV-Werte die sich bei den MISS Patienten findet. Verglichen mit den relativ unveränderten CV-Werten in den anderen beiden Bereichen (*defekt_{FX}* und *kaudal_{FX}*) ist das beachtlich.

Aufgrund der identischen Art und Weise der ventralen Stabilisierung und der vergleichbaren Dauer der Operationszeit, sind die durch diese Operation verursachten Effekte als identisch für beide dorsalen Instrumentierungen zu werten. Die Patienten zeigen aber in Abhängigkeit der dorsalen Instrumentierung bereits zu diesem Zeitpunkt unterschiedliche Effekte auf die intramuskuläre Koordination. Aufgrund der Zunahme der CV-Werte bei den MISS Patienten innerhalb von ca. 12 Wochen nach dorsaler Instrumentierung, die als eine Verbesserung der intramuskulären Koordination zu interpretieren sind, ist hier die minimalinvasive Instrumentierung im Vorteil gegenüber der offenen Instrumentierung.

8.3. Einfluss der Intervention

Interventionsbedingte, mittelfristige Effekte waren Gegenstand der dritten Hypothese. Hier wurden die drei Therapien im Zeitraum von 6 Monaten in den drei Bereichen der Wirbelsäule hinsichtlich der CV-Werte verglichen. Wie auch in den Ergebnissen zu Hypothese 2A und 2B zeigen sich für Bereich *kaudal_{FX}* für keinen der beiden Haupteffekte (Intervention oder Zeitpunkt) signifikante Änderungen. Auch die Effektstärken zeugen hier von lediglich kleinen (Intervention) oder mittleren (Zeitpunkt) Auswirkungen. Offensichtlich wird der CV-Wert im Bereich *kaudal_{FX}* durch keine der drei Therapien verändert. Da durch den Fixateur und dessen Rigidität eingeleitete Lasten übergeleitet werden, wäre anzunehmen, dass dies im Bereich *kaudal_{FX}* in der muskulären Koordination und somit in den CV-Werten zum Ausdruck kommt. Insbesondere aufgrund einer Beeinträchtigung der Muskulatur im Bereich *defekt_{FX}*, wären kompensatorische Auswirkungen in den angrenzenden Bereichen zu erwarten. Lasten, die im Bereich *defekt_{FX}* nicht kompensiert werden, müssten sich durch eine - insbesondere im kaudalen Bereich bei den operierten Patienten - kompensatorisch stärker stabilisierende Muskelaktivität zeigen. Diese erhöhte Aktivität müsste sich wiederum negativ auf die CV-Werte auswirken. Dieser Effekt bleibt jedoch aus. Anders ausgedrückt: Es scheint sich dies zumindest für die konservativ behandelten Patienten in gleicher Weise zu zeigen wie für die operierten Patienten. Eine Ursache warum keine signifikante Veränderung der CV-Werte eintritt, kann möglicherweise an einer zu geringen Last beim Gehen liegen. Alternativ könnte eine mögliche höhere Last an anderer Stelle kompensiert werden, als in den untersuchten Bereichen. In afrikanischen Kulturen werden zum Teil extreme Lasten zentral auf den Köpfen getragen und das über lange Distanzen. Ein ähnlicher Ansatz wurde im Rahmen von drei Promotionen untersucht:

- Oberflächenelektromyographische Untersuchungen zur Rumpfmuskelkoordination bei rückseitiger Lastapplikation, Martin Lesser, 2010
- „Einfluss zentraler Lastapplikation auf die Rumpfmuskulatur beim Gehen auf dem Laufband, Hans-Christian Hermann, 2012
- „Oberflächenelektromyographische Untersuchungen zur Rumpfmuskelaktivität beim Gehen und bei statischer und dynamischer Lastapplikation“, Claudia Schneider, 2012

Hier wurden Probanden in drei verschiedenen Situationen beim Tragen von Lasten untersucht. Die Last wurde über ein Geschirr am Körper befestigt. Die Probanden gingen auf dem Laufband, die Lasten (bis 15 kg) wurden einmal zentral am Körper, vor dem Körper oder

hinter dem Körper getragen. Die Ergebnisse elektrophysiologischer Analysen zeigen, dass bei zentraler Applikation der Last, sich sowohl die absoluten Amplitudenverlaufskurven als auch amplitudennormierte Verlaufskurven des *M. multifidus* und des *M. erector spinae* nicht verändern. Offenbar wird dadurch nur die Masse erhöht, das wirkende Drehmoment bleibt aber gleich, welches durch eine erhöhte muskuläre Anspannung hätte kompensiert werden müssen. Die Kompensation erfolgt demnach vermutlich an der unteren Extremität und/oder der Hüftmuskulatur. Auch ein erschwertes Halten des Gleichgewichts aufgrund der erhöhten Lasten, hätte erwartungsgemäß mit einer Reaktion der paravertebralen Muskulatur verbunden sein können. Dies war nicht der Fall. Um die regulatorischen Mechanismen hierfür besser erklären zu können, wäre die Aufzeichnung der Bewegung in 3D in Kombination mit der Muskelaktivität von Bein-, Hüft- und Rumpfmuskulatur vermutlich aufschlussreich. Dies wurde im Rahmen der Untersuchungen allerdings nicht erhoben. Werden die Lasten vor oder hinter dem Körper getragen, ist eine Erhöhung der mittleren Amplitudenverläufe zu beobachten. Das heißt, eine vom Körpermittelpunkt entfernt getragene Last erzeugt ein Drehmoment, welches gegenregulatorisch muskulär kompensiert wird. Einflüsse aufgrund der Übertragung der Last, insofern sie zentral liegen und ohne Hebelarm wirken, damit kein Drehmoment erzeugen, scheinen nicht relevant zu sein für eine Reaktion der paravertebralen Rückenmuskulatur. Vielleicht scheint dies auch bei den operierten Patienten der Fall zu sein, anderenfalls hätten sich die CV-Werte zu den konservativ behandelten Patienten unterscheiden müssen. Hieraus ergeben sich die Fragen, wie und ob die Art der Behandlung die Bewegung der Patienten verändert.

Die Patienten liefen mit 4 km/h. Die bevorzugte Geschwindigkeit beim Gehen ist abhängig vom Alter und vom Geschlecht (Chung und Wang 2010). Diese liegt beim Gehen gesunder Personen auf dem Laufband im Bereich zwischen 3,2 km/h und 4,3 km/h (Chung und Wang 2010). Bei Bilney et al. (2003) und bei Samson et al. (2001) wird sie mit ca. 5,2 km/h und 5,4 km/h angegeben. Insofern ist bei der von mir gewählten Geschwindigkeit von 4 km/h nicht von einer zu schnellen aber auch nicht von einer deutlich zu langsamen Geschwindigkeit auszugehen. Die Frage ob 4 km/h die bevorzugte Geschwindigkeit der Patienten war, bleibt zwar offen, sie liegt aber im Bereich repräsentativer bevorzugter Geschwindigkeiten bei gesunden Personen. Aufgrund der gewählten Geschwindigkeit sind die Bewegungsumfänge im lumbalen und thorakolumbalen Bereich beim Gehen relativ gering, verglichen mit den maximal möglichen Bewegungsumfängen. Im Lendenwirbelbereich sind, anatomisch bedingt,

vornehmlich Flexion und Extension, sowie laterale Flexion möglich. In Abbildung 33 sind die Bewegungsumfänge der Wirbelsäule mit den Bereichen der durch die Frakturen beeinträchtigten Bewegungssegmente (roter Bereich) dargestellt.

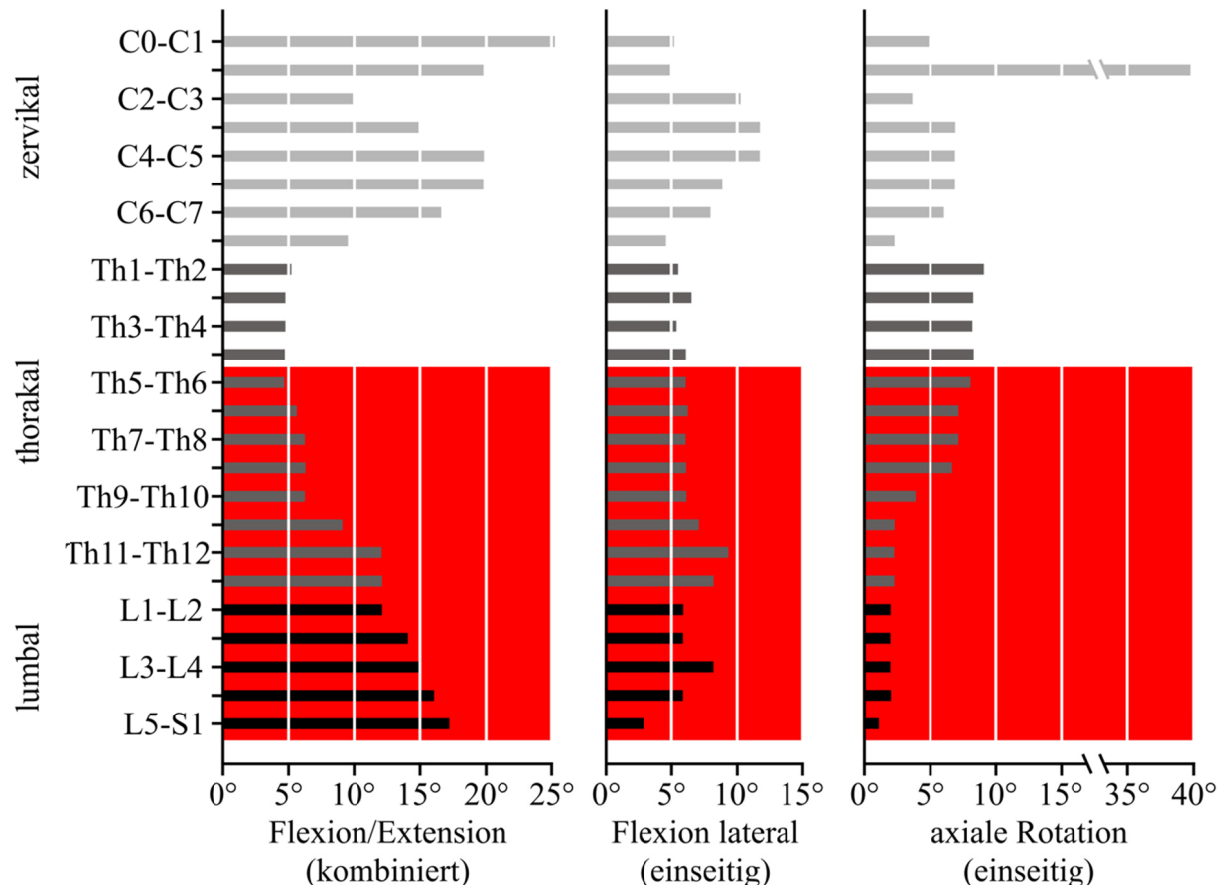


Abbildung 33: Darstellung der Bewegungsausmaße der einzelnen Bewegungssegmente nach White und Panjabi (1990). Rot eingezeichnet ist der Bereich, mit den durch die Fraktur betroffenen Bewegungssegmenten der in dieser Arbeit untersuchten Patienten.

Die paravertebrale Muskulatur stabilisiert den Rumpf beim Gehen und verhindert u.a. seitliches Abkippen und bietet Gegenhalt um das Schwungbein anheben zu können (Perry und Davids 1992). Hieraus entsteht der charakteristische zweigipflige Amplitudenverlauf, dessen Amplitudenspitzen zu den Zeitpunkten des ipsi- und kontralateralen Fersenaufsatzes zu finden sind (siehe Abbildung 19). Durch angepasste Gewichtsverlagerung könnte der hierfür notwendige muskuläre Aufwand möglicherweise auch etwas reduziert werden. Durch Absenkung des Körperschwerpunktes könnten Belastungsspitzen reduziert und ein „sicherer“ Gang gewährleistet werden (MacLellan und Patla 2006, Saunders et al. 1953). Eine Ganganalyse erfolgte im Rahmen meiner Untersuchungen nicht.

Die Motivation zu dieser Arbeit rührte unter anderem daher, dass die Patienten muskuläre Erschöpfung und Schmerzen schilderten und deren Gangmuster auf dem Laufband visuell ein anders war als das von gesunden Probanden. Untersuchungen an Patienten mit Wirbelsäulendeformitäten wiesen darauf hin, dass die sagittale Balance, abgeleitet von Becken- und Wirbelsäulenparametern, individuell verschieden sein kann (Glassman et al. 2005). Es ist vorstellbar, dass die Balance innerhalb der drei Interventionsgruppen, von den in dieser Arbeit untersuchten Patienten unterschiedlich koordiniert wurde. Dies würde zu einer erhöhten Varianz der muskulären Aktivität innerhalb der drei Gruppen führen und dies wiederum die Differenzierung zwischen den Gruppen erschweren.

Insbesondere die Muskulatur im kaudalen Bereich der Wirbelsäule ist von großer funktioneller Relevanz, da hier die höchsten Aktivitäten zu verzeichnen sind und die höchste Last wirkt. Die paravertebrale muskuläre Aktivität unterliegt einem kranio-kaudalen Verlauf. In kaudalen Bereichen sind höhere Amplituden zu finden als in kranialen Bereichen (siehe Abbildung 21, rechts). Dies korrespondiert mit den Muskelquerschnitten, die ebenfalls lumbal größer sind und nach kranial kleiner werden. Umso überraschender ist das Ergebnis für den Bereich *kaudal_{FX}*, da sich hier keine signifikanten Änderungen zeigen - für keine der drei Therapien. Es ist jedoch in Abbildung 30 C (Bereich *kaudal_{FX}*; Zeitpunkt: Follow Up) zu beobachten, dass der Streubereich (Interquartilsrange-IQR) bei OSS geringer ist, als bei MISS und den konservativ behandelten Patienten. Es wäre also möglich, dass ein Teil der Patienten eher von der MISS oder der konservativen Behandlung profitiert als andere Patienten.

Die CV-Werte in den Bereichen *kranial_{FX}* und *defekt_{FX}* verändern sich im Laufe der 6 Monate (Follow Up). Im Gegensatz zu Hypothese 2A und 2B zeigen sich hier aber keine signifikanten Haupteffekte für die Intervention. Der zweite Haupteffekt - der Zeitpunkt - hingegen zeigt sich in den Bereichen *kranial_{FX}* und *defekt_{FX}* mit signifikantem Einfluss. Die mittleren CV-Werte steigen und deuten auf eine Verbesserung der intramuskulären Koordination. Verblüffend ist jedoch, dass auch hier keine Unterscheide zwischen den Interventionen zu finden sind. Die Effektstärken sind als klein (Bereich *defekt_{FX}*) und mittel (Bereich *kranial_{FX}*) zu bewerten. Ganz allgemein muss festgestellt werden, dass hier keine Überlegenheit einer der Interventionen vorliegt. Ich hätte erwartet, dass die konservativ behandelten Patienten eine deutlich positivere Entwicklung nehmen und die offen operierten Patienten stagnieren. Die minimalinvasiv operierten Patienten hätte ich zwischen beiden Gruppen verortet. Demnach hätte ein signifikanter Interaktionseffekt zwischen Intervention und Zeitpunkt auftreten

müssen. Dies ist in keinem der drei untersuchten Bereiche zu finden. Demnach müssten alle drei Interventionen zu vergleichbaren Ermüdungserscheinungen führen. Inwieweit sich die Ergebnisse zu gesunden Personen unterscheiden, kann nicht gesagt werden.

Es wäre zu erwarten, dass ein operierter Patient mit Versteifung der Wirbelsäule, welche zeitlebens verbleibt, eine andere Muskelaktivität aufzeigt als konservativ behandelte Patienten, da diese keine zwei versteifte Bewegungssegmente haben und die Muskulatur strukturell nicht durch eine Operation verletzt worden ist. Kurz gesagt, die konservativ behandelten Patienten sind diesbezüglich gesunden Personen am ähnlichsten.

Patienten mit Wirbelfrakturen, Wirbelsäulendeformitäten oder Rückenschmerzen zeigen eine schnellere muskuläre Ermüdung. Dies ist für statische Belastungen bereits zahlreich untersucht worden (Ramos et al. 2016, Gottipati et al. 2018, Chang et al. 2018, da Silva et al. 2015, Hodges und Richardson 1996, Roy et al. 1989). Durch diese Arbeiten lassen sich Rückschlüsse von Beanspruchungen auf die Muskulatur ziehen, leider aber eben nur anhand statischer Belastungen. Die Verfassung der Patienten und Einschränkungen aufgrund der Verletzung oder vorbestehend erkrankungsbedingt verbessern sich i.d.R. von prä- zu postoperativ. Nach Operationen an der Wirbelsäule sind die Patienten jedoch in ihrer Lebensqualität weiterhin zum Teil stark beeinträchtigt. Dies betrifft sowohl schmerzbedingte Einschränkungen, als auch das Wohlbefinden oder die Ausübung körperlicher Aktivitäten (Grevitt et al. 1997, Strömqvist et al. 2001). Eine Verbesserung der intramuskulären Koordination kann anhand der hier präsentierten Ergebnisse insbesondere für den kurzfristigen Zeitraum für die MISS Gruppe unterstellt werden. Für den mittelfristigen Zeitraum von 6 Monaten kann keine eindeutige Empfehlung ausgesprochen werden. Dies liegt unter anderem auch daran, dass Vergleichswerte mit dem CV als Parameter für die intramuskuläre Koordination beim Gehen fehlen. Niederer et al. (2016) kommen ebenfalls zu dem Schluss, dass ein großer Bedarf an funktioneller Beurteilung bei Bewegung im Zusammenhang mit muskulärer Ermüdung besteht. Die Patienten und deren eingeschränkten Belastbarkeit aufgrund von Schmerzen und/oder muskuläre Ermüdung sowie Dekonditionierung ist insbesondere für statische Belastungen untersucht. Dies unterstreicht die Notwendigkeit der objektivierten Erfassung von Ermüdung während dynamischer Beanspruchung, weil eben diese eingeschränkt erscheint. Zur Überprüfung meiner Theorie, dass die muskuläre Ermüdung auf eine schlechte intramuskuläre Koordination zurückzuführen ist oder auch umgekehrt -, wird ein Parameter benötigt, der auf dynamische

Beanspruchungen anwendbar ist. Dieser Parameter sollte einfach und praktikabel handhabbar sein, um im klinischen Setup für diagnostische Zwecke Anwendung zu finden. Hierbei sollten das Amplitudenniveau der elektromyographischen Aktivität und die „Kurvigkeit“, respektive die Schwankungsbreite der Amplitudenverlaufskurven berücksichtigt sein. Die schematische Darstellung in Abbildung 32 versucht Aufschluss über den Zusammenhang und die Interpretierbarkeit des CV zu geben. Inwieweit der von mir verwendete Parameter ein Korrelat muskulärer Ermüdung ist, muss durch weitere Untersuchungen evaluiert und validiert werden.

Da sich die CV-Werte zwischen den Therapien nicht unterscheiden, könnten auch psychosoziale Aspekte eine ursächliche Rolle spielen, die insbesondere bei den konservativ behandelten Patienten zum Tragen kommen. Ein Teil der Patienten zog sich Verletzungen ohne große Krafteinwirkung zu. Dies verunsichert die Patienten möglicherweise und erzeugt die Angst, sich selbst bei Lappalien erneut oder weiter zu verletzen. Hieraus kann ein *Circulus vitiosus* entstehen. Entwickeln die Patienten anhaltendes Vermeidungsverhalten ohne gegenteilige positive Erfahrungen, verschlimmert sich die Situation dahingehend, dass bereits durch die Erwartungshaltung, antizipatorisch Schmerzen entstehen (Pfingsten und Schöps 2004, Reiss 1980). Angstvermeidungsüberzeugung ist der wichtigste Faktor für die Chronifizierung von Schmerzen bei akuten Rückenschmerzen (Klennerman et al. 1995). Durch das Vermeidungsverhalten ist zusätzlich muskuläre Dekonditionierung zu erwarten. Meine Frage an die Patienten, ob diese denn auch hin und wieder mal „rennen“ würden, wurde von allen verneint. Als Gegenfrage kam unter anderem: „Darf ich denn nach den Operationen mit dem Fixateur überhaupt rennen?“. Demnach könnten muskelfunktionelle Effekte bei den konservativ behandelten Patienten mit den Gedanken: „Es fehlt ein stabilisierendes Implantat.“ durch Angstvermeidungsverhalten überlagert und die zugrundeliegende „organische Unversehrtheit“, verglichen mit den operierten Patienten, kaschiert werden.

Die geschilderten Befunde und gefundenen Ergebnisse können auch mit einer veränderten Faserzusammensetzung einhergehen. Insbesondere wenn Angstvermeidungsverhalten, muskuläre Schonung oder Schmerzen die Bewegung beeinträchtigen. An der Wirbelsäule operierte Patienten und Patienten mit Rückenschmerzen zeigen muskuläre Veränderungen in der Zusammensetzung der paravertebralen Gewebestrukturen. Histochemisch ausgewertete paravertebrale Muskelbiopsien von Patienten mit Rückenschmerzen zeigen eine Verschiebung der Faseranteile zugunsten eines höheren Anteils von Typ IIb Fasern. Dies sind

schnelle Muskelfasern, deren Energiegewinnung hauptsächlich glykolytisch geschieht. Rückengesunde Personen haben einen vergleichsweise höheren Anteil langsamer aber ausdauernder, oxidativer Fasern Typ I (Mannion et al. 1997b, Mannion et al. 1997a). Demnach wäre anzunehmen, dass Rückenschmerzen und entsprechende zeitliche Persistenz zu einer schnelleren Ermüdung führen, weil zu wenig ausdauernde Fasern vorhanden sind (Mannion et al. 1998). Hodges et al. (2015) zeigen eine lumbal veränderte Zusammensetzung des *M. multifidus* vor allem mit einer Zunahme an Fett und bindegewebigen Anteilen bei Patienten nach Bandscheibenoperationen. Ob diese strukturellen Veränderungen ausschließlich eine Dekonditionierung aufgrund des Angstvermeidungsverhaltens, einer Unterforderung der Muskulatur und/oder aufgrund von Denervation entstehen, kann abschließend nicht geklärt werden. Sicher ist, dass diese Veränderungen zu einer Verschlechterung der Belastbarkeit der Patienten führen.

Von den hier untersuchten Patienten war im Zeitraum von 6 Monaten kein Patient schmerzfrei. Es ist davon auszugehen, dass die Mehrheit medikamentös gesteuert. Jedoch kann dies nur akut helfen, um aus dem Schmerzregelkreis zu entkommen und dadurch Bewegung ohne Schmerz zu ermöglichen.

Eine weitere Ursache warum sich mittelfristig keine Unterschiede zwischen den Interventionen finden, wäre eine unterschiedliche Entwicklung des Gangmusters während der 6 Monate. Der einzige Parameter, der sich hierfür aus dem durchgeführten Untersuchungssetup heranziehen lässt, ist die Schrittdauer (Kadenz). Es ist vorstellbar, dass sich die Patientengruppen hinsichtlich der Dynamik, mit der sie gehen, unterscheiden. Kurze Schritte, die sich in einer kurzen Kadenz widerspiegeln, könnten als ein Zeichen von größerer Unsicherheit oder Schmerzen beim Gehen interpretiert werden (Verghese et al. 2007, Al-Obaidi et al. 2003). Die Analyse der Kadenz zeigte sowohl für die Intervention als auch für den Zeitpunkt signifikante Einflüsse. In den *post hoc* ausgeführten paarweisen Vergleichen lassen sich jedoch keine signifikanten Unterschiede zwischen den Interventionen hinsichtlich der Kadenz finden (Tabelle 4, Seite 63). Die Kadenz steigt im Laufe der 6 Monaten. Bei gleichbleibender Geschwindigkeit und gesteigener Kadenz bedeutet dies, dass die Schritte länger werden. Interpretiert man eine kürzere Kadenz oder kurze Schritte als Unsicherheit beim Gehen, dann ist festzustellen, dass sich die Patienten hierin verbessern. Die konservativ behandelten Patienten zeigen auffällig niedrigere Kadenzen als die operierten Patienten. Zwischen der Kadenz und vertikaler Bewegung bestehen signifikante Zusammenhänge (Yack

und Berger 1993). Aus dieser Unsicherheit heraus, die mit dem Vermeidungsverhalten korrespondieren könnte, erklärt sich evtl. auch die statistisch nicht bestätigte Annahme, dass die konservativ behandelten Patienten zum Follow Up die besten CV-Werte hätten zeigen müssen, dies aber nicht eingetreten ist. Die verringerte Kadenz und eine unterstellte reduzierte Amplitude der vertikalen hoch-tief Bewegung könnten Auswirkungen der Angst sein, sich erneut zu verletzen. Die knöcherne Heilung ist üblicherweise nach 6 Wochen abgeschlossen. Veränderungen der muskulären Aktivität dieser Patienten in diesem Untersuchungszeitraum wären nicht mit muskulär-strukturellen Veränderungen erklärbar, insbesondere da davon auszugehen ist, dass die muskulären Strukturen intakt sein müssten. Eine allgemeine Veränderung der Gewebezusammensetzung kann jedoch nicht ausgeschlossen werden. Grundsätzlich wäre eine freie Bewegung aufgrund nicht chirurgisch stabilisierter Bewegungssegmente möglich, aber offensichtlich ist die intramuskuläre Koordination auf dem Niveau von operierten Patienten. Hieraus lässt sich insbesondere für die konservativ behandelten Patienten im Anschluss an die knöcherne Ausheilung, die radiologisch überprüfbar ist, eine Therapie ableiten, die Schmerzen reduziert, freie Bewegung beinhaltet und psychische Betreuung zur Angstreduktion vorsieht.

8.4. Limitationen:

Im Rahmen des klinischen Setup und dem daraus resultierenden Untersuchungsprotokoll ergeben zwei große Limitationen. Zum einen mussten die Patienten entsprechend der Ein- und Ausschlusskriterien geeignet sein und zum anderen konnte die Untersuchung nur auf dem Laufband durchgeführt werden. Durch die Limitation der Auswahl der Patienten kann kein vollständig repräsentatives Bild der Patienten abgebildet werden, das sich auch in den geringen Stichprobenumfängen widerspiegelt. Voraussetzung für die Durchführung der Untersuchung war, dass die Patienten ohne Unterstützung frei gehen konnten. Insofern ist davon auszugehen, dass es Patienten gibt, die dies nicht können und die untersuchte Gruppe eher ein „good end“ dieser Klientel abbildet als deutlich stärker eingeschränkte Patienten. Insofern wären die Ergebnisse als überdurchschnittlich gut zu bewerten, verglichen mit der Gesamtheit dieser Patienten. Umso überraschender ist es, dass die Ergebnisse der konservativ behandelten Patienten nicht deutlich besser ausfallen als die der operierten Patienten. Aufgrund der Stichprobenumfänge wurden Effektstärken berechnet und zur Interpretation der Ergebnisse herangezogen. Es ist jedoch davon auszugehen, dass größeren Stichproben und damit repräsentativere Ergebnisse entsprechend der Grundgesamtheit sich auf die Effektstärken auswirken können.

Die Patienten schilderten vorab Einschränkungen beim Gehen, dies bezieht sich jedoch nicht explizit auf das Gehen auf dem Laufband sondern auf das normale Gehen im Alltag. Das Gehen auf dem Laufband unterscheidet sich zum freien Gehen (Murray et al. 1985, Riley et al. 2007, Alton et al. 1998). Die Patienten erhielten zwar ausreichend Zeit, sich an die Bewegung auf dem Laufband zu gewöhnen, ob der Grad der Gewöhnung jedoch ausreichte, um ein möglichst normales Gangbild auszuführen, bleibt unklar. Wenn insbesondere Unsicherheiten beim Gehen bestehen, dann könnte das ungewohnte Gehen auf dem Laufband für zusätzliche Unsicherheit sorgen und die Varianz in den Gruppen erhöhen.

Die Methode der Erfassung der muskulären Aktivität mittels EMG ist anerkannt und etabliert. Die Platzierung der Elektroden ist standardisiert und die Bearbeitung der Signale wurde ebenfalls in standardisierter Form durchgeführt. Es ist aber nicht auszuschließen, aufgrund individueller anatomischer Eigenschaften und damit verbundener zum Teil schwieriger Palpation der Dornfortsätze, anhand derer später die Interpolation der Amplituden erfolgte, Fehler in der Platzierung der Elektroden erfolgten oder sich die Elektroden während der Untersuchung aufgrund der Bewegung leicht verschoben haben. Dies würde die Reliabilität

der EMG Signale verschlechtern. Aus diesem Grund wurden die Elektroden mit größter Sorgfalt auf die Haut und an die jeweiligen Positionen geklebt. Während der Untersuchung wurde der korrekte Halt und Hautkontakt stetig kontrolliert.

Es ist davon auszugehen, dass die Dynamik der muskulären Entwicklung nicht innerhalb der untersuchten 6 Monate abgeschlossen ist. Um langfristige Effekte benennen zu können, wären weitere Untersuchungen interessant. Insbesondere ein mehrjähriger Vergleich der konservativ behandelten Patienten mit gesunden Personen wäre von Interesse. Erreichen die konservativ behandelten Patienten das Niveau von Gesunden?

Die Patienten haben vor dem Unfallereignis sicherlich eine unterschiedliche muskuläre Kondition aufgewiesen. Der Trainingszustand der Muskulatur und die allgemeine Beweglichkeit der Patienten haben mit Sicherheit einen Effekt auf spätere Genesung und Belastbarkeit, sowie die Gestaltung trainingstherapeutischer Inhalte.

In dieser Arbeit wurden nur Patienten mit traumatischen Wirbelfrakturen untersucht. Heißt, es muss ein frakturelevantes Ereignis gegeben haben. Degenerative Wirbelfrakturen wurden ausgeschlossen. Es ist jedoch nicht auszuschließen, dass Patienten aufgrund ihres sportlich aktiveren Lebens Verletzungen erlitten und dadurch der Schweregrad der Verletzungen aufgrund einer größeren Krafteinwirkung schwerer ausgefallen ist. Die Interventionen unterscheiden sich im Grad der Verletzung (AOSpine). Schwerere Verletzungen bedingen eher eine chirurgische Behandlung. Insofern könnten sich in der Gruppe der konservativ behandelten Patienten solche befinden, die eine vergleichbar schlechtere körperliche Konstitution hatten. Eine in der Vergangenheit trainierte Muskulatur erlangt nach Lebensphasen mit geringeren Trainingsphasen schneller wieder an Kraft als die Muskulatur von in der Vergangenheit untrainierten Personen (Gundersen 2016). Diese Information scheint 15 Jahre oder gar lebenslang in den Zellkernen der Muskelzellen gespeichert zu werden, die in späteren Phasen, mit anabolen Prozessen und entsprechend notwendigen Synthesen, abgerufen werden kann (Gundersen 2016).

9. ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

bg-lich	berufsgenossenschaftlich
BMI	Body Mass Index
CK	Creatinkinase
CV	Variationskoeffizient (engl. Coefficient of Variation)
<i>defekt_{FX}</i>	Bereich des Fixateurs, respektive der durch die Fraktur betroffenen Bewegungssegmente
EKG	Elektrokardiogramm
EMG	Elektromyographie
FB	Funktionsbereich
FSU	Bewegungssegment (engl. Functional Spine Unit)
Hz	Hertz
<i>kaudal_{FX}</i>	kaudal des Fixateurs, respektive der durch die Fraktur betroffenen Bewegungssegmente
<i>kranial_{FX}</i>	kranial des Fixateurs, respektive der durch die Fraktur betroffenen Bewegungssegmente
L1 bis L5	Lendenwirbelkörper 1 bis 5
<i>M.</i>	Muskel (latein.: <i>Musculus</i>)
MISS	minimalinvasive Instrumentierung (engl. Minimal Invasive Spine Surgery)
MR	Magnetresonanz
MW	Mittelwert
ODI	Fragebogen - Oswestry Disability Index (engl.)
OP	Operation
OSS	offene Instrumentierung (engl. Open Spine Surgery)
pAVK	periphere arterielle Verschlusskrankheit
<i>R.</i>	Ast (latein.: <i>Ramus</i>)
RMS	Root Mean Square (engl.)
<i>Rr.</i>	Äste (latein.: <i>Rami</i> , Plural von <i>Ramus</i>)
SD	Standardabweichung
SF12	Fragebogen - Short Form 12
SF36	Fragebogen - Short Form 36
Th5 bis Th12	thorakale Wirbelkörper 5 bis 12
VAS	Visuelle Analogskala
VBR	Wirbelkörperersatz (engl. Vertebral Body Replacement)

10. LITERATURVERZEICHNIS

- Al-Obaidi SM, Al-Zoabi B, Al-Shuwaie N, Al-Zaabie N, Nelson RM. 2003. The influence of pain and pain-related fear and disability beliefs on walking velocity in chronic low back pain. *International Journal of Rehabilitation Research*, 26 (2):101-108.
- Alton F, Baldey L, Caplan S, Morrissey MC. 1998. A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clinical Biomechanics*, 13 (6):434-440.
- Arts MP, Nieborg A, Brand R, Peul WC. 2007. Serum creatine phosphokinase as an indicator of muscle injury after various spinal and nonspinal surgical procedures. *J Neurosurg Spine*, 7 (3):282-286.
- Bagby GW. 1988. Arthrodesis by the distraction-compression method using a stainless steel implant. *Orthopedics*, 11 (6):931-934.
- Bailey CA, Corona F, Piloni G, Porta M, Fastame MC, Hitchcott PK, Penna MP, Pau M, Cote JN. 2018. Sex-dependent and sex-independent muscle activation patterns in adult gait as a function of age. *Exp Gerontol*, 110:1-8.
- Bilney B, Morris M, Webster K. 2003. Concurrent related validity of the GAITRite® walkway system for quantification of the spatial and temporal parameters of gait. *Gait & Posture*, 17 (1):68-74.
- Blattert TR, Katscher S. 2018. Thorakolumbale Frakturen–Fixateur perkutan. *Die Wirbelsäule*, 2 (01):56-62.
- Boucher HH. 1959. A method of spinal fusion. *J Bone Joint Surg Br*, 41-B (2):248-259.
- Cawley DT, Alexander M, Morris S. 2014. Multifidus innervation and muscle assessment post-spinal surgery. *Eur Spine J*, 23 (2):320-327.
- Chang N-J, Chou W, Hsiao P-C, Chang W-D, Lo Y-M. 2018. Acute effects of Kinesio taping on pain, disability and back extensor muscle endurance in patients with low back pain caused by magnetic resonance imaging-confirmed lumbar disc degeneration. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*, (Preprint):1-9.
- Chung M-J, Wang M-JJ. 2010. The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20–60 years. *Gait & Posture*, 31 (1):131-135.

- Cohen J. 1988. Statistical Power for the Behavioural Sciences. Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum.
- Cohen J. 1992. A power primer. Psychol Bull, 112 (1):155-159.
- da Silva RA, Vieira ER, Cabrera M, Altimari LR, Aguiar AF, Nowotny AH, Carvalho AF, Oliveira MR. 2015. Back muscle fatigue of younger and older adults with and without chronic low back pain using two protocols: A case-control study. Journal of Electromyography and Kinesiology, 25 (6):928-936.
- Dick W. 1987. The "Fixateur Interne" as a Versatile Implant for Spine Surgery. Spine, 12 (9):882-900.
- Dick W, Kluger P, Magerl F, Woersdorfer O, Zach G. 1985. A new device for internal fixation of thoracolumbar and lumbar spine fractures: the 'fixateur interne'. Paraplegia, 23 (4):225-232.
- Fan S, Hu Z, Zhao F, Zhao X, Huang Y, Fang X. 2010. Multifidus muscle changes and clinical effects of one-level posterior lumbar interbody fusion: minimally invasive procedure versus conventional open approach. Eur Spine J, 19 (2):316-324.
- Foley KT, Lefkowitz MA. 2002. Advances in minimally invasive spine surgery. Clin Neurosurg, 49:499-517.
- Ghormley RK. 1933. Low Back Pain. Journal of the American Medical Association, 101 (23):1773.
- Gille O, Jolivet E, Dousset V, Degrise C, Obeid I, Vital JM, Skalli W. 2007. Erector spinae muscle changes on magnetic resonance imaging following lumbar surgery through a posterior approach. Spine (Phila Pa 1976), 32 (11):1236-1241.
- Glassman SD, Bridwell K, Dimar JR, Horton W, Berven S, Schwab F. 2005. The Impact of Positive Sagittal Balance in Adult Spinal Deformity. Spine, 30 (18):2024-2029.
- Gottipati P, Stine R, Ganju A, Fatone S. 2018. The effect of positive sagittal spine balance and reconstruction surgery on standing balance. Gait & Posture, 62:227-234.
- Grass R, Biewener A, Dickopf A, Rammelt S, Heineck J, Zwipp H. 2006. Percutaneous dorsal versus open instrumentation for fractures of the thoracolumbar border. A comparative, prospective study. Unfallchirurg, 109 (4):297-305.

- Grevitt M, Khazim R, Webb J, Mulholland R, Shepperd J. 1997. The short form-36 health survey questionnaire in spine surgery. *The Journal of Bone and Joint Surgery British volume*, 79-B (1):48-52.
- Gu G, Zhang H, Fan G, He S, Cai X, Shen X, Guan X, Zhou X. 2014. Comparison of minimally invasive versus open transforaminal lumbar interbody fusion in two-level degenerative lumbar disease. *Int Orthop*, 38 (4):817-824.
- Gundersen K. 2016. Muscle memory and a new cellular model for muscle atrophy and hypertrophy. *J Exp Biol*, 219 (Pt 2):235-242.
- Hadra BE. 1975. The classic: Wiring of the vertebrae as a means of immobilization in fracture and Potts' disease. Berthold E. Hadra. *Med Times and Register*, Vol22, May 23, 1891. *Clin Orthop Relat Res*, (112):4-8.
- Harwell MR, Rubinstein EN, Hayes WS, Olds CC. 2016. Summarizing Monte Carlo Results in Methodological Research: The One- and Two-Factor Fixed Effects ANOVA Cases. *Journal of Educational Statistics*, 17 (4):315-339.
- Hibbs RA. 1988. A report of fifty-nine cases of scoliosis treated by the fusion operation. By Russell A. Hibbs, 1924. *Clin Orthop Relat Res*, (229):4-19.
- Hodges PW, Richardson CA. 1996. Inefficient Muscular Stabilization of the Lumbar Spine Associated With Low Back Pain: A Motor Control Evaluation of Transversus Abdominis. *Spine*, 21 (22):2640-2650.
- Hodges PW, James G, Blomster L, Hall L, Schmid A, Shu C, Little C, Melrose J. 2015. Multifidus muscle changes after back injury are characterized by structural remodeling of muscle, adipose and connective tissue, but not muscle atrophy. *Spine*, 40 (14):1057-1071.
- Kandziora F, Pingel A. 2018. Stabilisierung der verletzten, thorakolumbalen Wirbelsäule. Vorteile des offenen Fixateur interne. *Die Wirbelsäule*, 2 (01):63-72.
- Kim DY, Lee SH, Chung SK, Lee HY. 2005. Comparison of multifidus muscle atrophy and trunk extension muscle strength: percutaneous versus open pedicle screw fixation. *Spine (Phila Pa 1976)*, 30 (1):123-129.
- Kim JS, Khavanin N, Rambachan A, et al. 2015. Surgical duration and risk of venous thromboembolism. *JAMA Surgery*, 150 (2):110-117.

- Kimura H, Shikata J, Odate S, Soeda T, Yamamura S. 2012. Risk factors for cage retropulsion after posterior lumbar interbody fusion: analysis of 1070 cases. *Spine (Phila Pa 1976)*, 37 (13):1164-1169.
- Klenerman L, Slade PD, Stanley IM, Pennie B, Reilly JP, Atchison LE, Troup JD, Rose MJ. 1995. The prediction of chronicity in patients with an acute attack of low back pain in a general practice setting. *Spine*, 20 (4):478-484.
- Knop C, Blauth M, Bühren V, Arand M, Egbers H-J, Hax P-M, Nothwang J, Oestern H-J, Pizanis A, Roth R. 2001. Operative Behandlung von Verletzungen des thorakolumbalen Übergangs–Teil 3: Nachuntersuchung Ergebnisse einer prospektiven multizentrischen Studie der Arbeitsgemeinschaft “Wirbelsäule” der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie. *Der Unfallchirurg*, 104 (7):583-600.
- Konrad P. 2005. EMG-Fibel – Eine praktische Einführung in die kinesologische Elektromyographie Noraxon INC. USA.
- Koutsoumbelis S, Hughes AP, Girardi FP, Cammisa FP, Jr., Finerty EA, Nguyen JT, Gausden E, Sama AA. 2011. Risk factors for postoperative infection following posterior lumbar instrumented arthrodesis. *J Bone Joint Surg Am*, 93 (17):1627-1633.
- Kumbhare D, Parkinson W, Dunlop B. 2008. Validity of serum creatine kinase as a measure of muscle injury produced by lumbar surgery. *J Spinal Disord Tech*, 21 (1):49-54.
- Lunney GH. 1970. Using analysis of variance with a dichotomous dependent variable: An empirical study. *Journal of educational measurement*, 7 (4):263-269.
- MacLellan MJ, Patla AE. 2006. Adaptations of walking pattern on a compliant surface to regulate dynamic stability. *Experimental Brain Research*, 173 (3):521-530.
- Magerl FP. 1984. Stabilization of the lower thoracic and lumbar spine with external skeletal fixation. *Clin Orthop Relat Res*, (189):125-141.
- Mannion AF, Dumas GA, Stevenson JM, Cooper RG. 1998. The Influence of Muscle Fiber Size and Type Distribution on Electromyographic Measures of Back Muscle Fatigability. *Spine*, 23 (5):576-584.
- Mannion AF, Weber BR, Dvorak J, Grob D, Münstener M. 1997a. Fibre type characteristics of the lumbar paraspinal muscles in normal healthy subjects and in patients with low back pain. *Journal of orthopaedic research*, 15 (6):881-887.

- Mannion AF, Dumas GA, Cooper RG, Espinosa F, Faris MW, Stevenson JM. 1997b. Muscle fibre size and type distribution in thoracic and lumbar regions of erector spinae in healthy subjects without low back pain: normal values and sex differences. *The Journal of Anatomy*, 190 (4):505-513.
- Marchi L, Oliveira L, Coutinho E, Pimenta L. 2012. Results and complications after 2-level axial lumbar interbody fusion with a minimum 2-year follow-up. *J Neurosurg Spine*, 17 (3):187-192.
- Matschke S. 2011. Perkutane minimalinvasive Instrumentierung der Wirbelsäule. *Trauma und Berufskrankheit*, 13 (4):253-259.
- Mayer M, Mayer F. 2017. Fundamental Concepts of Minimally Invasive Spine Surgery (MISS) and Purpose to Pursue. *J Minim Invasive Spine Surg Tech*, 2 (1):1-6.
- McGirt MJ, Parker SL, Lerner J, Engelhart L, Knight T, Wang MY. 2011. Comparative analysis of perioperative surgical site infection after minimally invasive versus open posterior/transforaminal lumbar interbody fusion: analysis of hospital billing and discharge data from 5170 patients. *J Neurosurg Spine*, 14 (6):771-778.
- McLoughlin GS, Fourney DR. 2008. The learning curve of minimally-invasive lumbar microdiscectomy. *Canadian Journal of Neurological Sciences*, 35 (1):75-78.
- Mobbs RJ, Sivabalan P, Li J. 2012. Minimally invasive surgery compared to open spinal fusion for the treatment of degenerative lumbar spine pathologies. *J Clin Neurosci*, 19 (6):829-835.
- Moen KY, Nachemson AL. 1999. Treatment of scoliosis. An historical perspective. *Spine (Phila Pa 1976)*, 24 (24):2570-2575.
- Murray MP, Spurr GB, Sepic SB, Gardner GM, Mollinger LA. 1985. Treadmill vs. floor walking: kinematics, electromyogram, and heart rate. *Journal of Applied Physiology*, 59 (1):87-91.
- Niederer D, Vogt L, Pippig T, Wall R, Banzer W. 2016. Local Muscle Fatigue and 3D Kinematics of the Cervical Spine in Healthy Subjects. *Journal of Motor Behavior*, 48 (2):155-163.
- Nowitzke AM. 2005. Assessment of the learning curve for lumbar microendoscopic discectomy. *Neurosurgery*, 56 (4):755-762.

- Ntoukas V, Muller A. 2010. Minimally invasive approach versus traditional open approach for one level posterior lumbar interbody fusion. *Minim Invasive Neurosurg*, 53 (1):21-24.
- Panjabi MM, White AA, 3rd. 1980. Basic biomechanics of the spine. *Neurosurgery*, 7 (1):76-93.
- Park Y, Ha JW. 2007. Comparison of one-level posterior lumbar interbody fusion performed with a minimally invasive approach or a traditional open approach. *Spine (Phila Pa 1976)*, 32 (5):537-543.
- Parker SL, Adogwa O, Bydon A, Cheng J, McGirt MJ. 2012. Cost-effectiveness of minimally invasive versus open transforaminal lumbar interbody fusion for degenerative spondylolisthesis associated low-back and leg pain over two years. *World Neurosurg*, 78 (1-2):178-184.
- Parker SL, Mendenhall SK, Shau DN, Zuckerman SL, Godil SS, Cheng JS, McGirt MJ. 2014. Minimally invasive versus open transforaminal lumbar interbody fusion for degenerative spondylolisthesis: comparative effectiveness and cost-utility analysis. *World Neurosurg*, 82 (1-2):230-238.
- Payer M. 2011. Minimally invasive lumbar spine surgery: a critical review. *Acta Neurochir (Wien)*, 153 (7):1455-1459.
- Peng CW, Yue WM, Poh SY, Yeo W, Tan SB. 2009. Clinical and radiological outcomes of minimally invasive versus open transforaminal lumbar interbody fusion. *Spine (Phila Pa 1976)*, 34 (13):1385-1389.
- Perry J, Davids JR. 1992. Gait analysis: normal and pathological function. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 12 (6):815.
- Pfingsten M, Schöps P. 2004. Chronische Rückenschmerzen: Vom Symptom zur Krankheit. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete*, 143 (02):146-152.
- Phan K, Rao PJ, Kam AC, Mobbs RJ. 2015. Minimally invasive versus open transforaminal lumbar interbody fusion for treatment of degenerative lumbar disease: systematic review and meta-analysis. *Eur Spine J*, 24 (5):1017-1030.
- Prokop A, Lohlein F, Chmielnicki M, Volbracht J. 2009. [Minimally invasive percutaneous instrumentation for spine fractures]. *Unfallchirurg*, 112 (7):621-624, 626-628.

- Pull ter Gunne AF, Cohen DB. 2009. Incidence, Prevalence, and Analysis of Risk Factors for Surgical Site Infection Following Adult Spinal Surgery. *Spine*, 34 (13):1422-1428.
- Ramos LAV, França FJR, Callegari B, Burke TN, Magalhães MO, Marques AP. 2016. Are lumbar multifidus fatigue and transversus abdominis activation similar in patients with lumbar disc herniation and healthy controls? A case control study. *European Spine Journal*, 25 (5):1435-1442.
- Regev GJ, Lee YP, Taylor WR, Garfin SR, Kim CW. 2009. Nerve injury to the posterior rami medial branch during the insertion of pedicle screws: comparison of mini-open versus percutaneous pedicle screw insertion techniques. *Spine (Phila Pa 1976)*, 34 (11):1239-1242.
- Reiss S. 1980. Pavlovian conditioning and human fear: An expectancy model. *Behavior Therapy*, 11 (3):380-396.
- Riley PO, Paolini G, Della Croce U, Paylo KW, Kerrigan DC. 2007. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait & Posture*, 26 (1):17-24.
- Rong LM, Xie PG, Shi DH, Dong JW, Liu B, Feng F, Cai DZ. 2008. Spinal surgeons' learning curve for lumbar microendoscopic discectomy: a prospective study of our first 50 and latest 10 cases. *Chin Med J (Engl)*, 121 (21):2148-2151.
- Roy SH, De CL, Casavant DA. 1989. Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. *Spine*, 14 (9):992-1001.
- Samson MM, Crowe A, de Vreede PL, Dessens JAG, Duursma SA, Verhaar HJJ. 2001. Differences in gait parameters at a preferred walking speed in healthy subjects due to age, height and body weight. *Aging Clinical and Experimental Research*, 13 (1):16-21.
- Saraph V, Lerch C, Walochnik N, Bach CM, Krismer M, Wimmer C. 2004. Comparison of conventional versus minimally invasive extraperitoneal approach for anterior lumbar interbody fusion. *Eur Spine J*, 13 (5):425-431.
- Saunders JBdM, Inman VT, Eberhart HD. 1953. The major determinants in normal and pathological gait. *JBJS*, 35 (3):543-558.

- Scapinelli R, Stecco C, Pozzuoli A, Porzionato A, Macchi V, De Caro R. 2006. The lumbar interspinous ligaments in humans: anatomical study and review of the literature. *Cells Tissues Organs*, 183 (1):1-11.
- Schizas C, Tzinieris N, Tsiridis E, Kosmopoulos V. 2009. Minimally invasive versus open transforaminal lumbar interbody fusion: evaluating initial experience. *Int Orthop*, 33 (6):1683-1688.
- Schoenfeld AJ, Ochoa LM, Bader JO, Belmont PJ, Jr. 2011. Risk factors for immediate postoperative complications and mortality following spine surgery: a study of 3475 patients from the National Surgical Quality Improvement Program. *J Bone Joint Surg Am*, 93 (17):1577-1582.
- Sclafani JA, Kim CW. 2014. Complications associated with the initial learning curve of minimally invasive spine surgery: a systematic review. *Clin Orthop Relat Res*, 472 (6):1711-1717.
- Seng C, Siddiqui MA, Wong KP, Zhang K, Yeo W, Tan SB, Yue WM. 2013. Five-year outcomes of minimally invasive versus open transforaminal lumbar interbody fusion: a matched-pair comparison study. *Spine (Phila Pa 1976)*, 38 (23):2049-2055.
- Silvestre C, Mac-Thiong JM, Hilmi R, Roussouly P. 2012. Complications and Morbidities of Mini-open Anterior Retroperitoneal Lumbar Interbody Fusion: Oblique Lumbar Interbody Fusion in 179 Patients. *Asian Spine J*, 6 (2):89-97.
- Smith-Hammond CA, New KC, Pietrobon R, Curtis DJ, Scharver CH, Turner DA. 2004. Prospective Analysis of Incidence and Risk Factors of Dysphagia in Spine Surgery Patients: Comparison of Anterior Cervical, Posterior Cervical, and Lumbar Procedures. *Spine*, 29 (13):1441-1446.
- Solomonow M, Zhou BH, Harris M, Lu Y, Baratta RV. 1998. The ligamento-muscular stabilizing system of the spine. *Spine (Phila Pa 1976)*, 23 (23):2552-2562.
- Stambough JL, Dolan D, Werner R, Godfrey E. 2007. Ophthalmologic Complications Associated With Prone Positioning in Spine Surgery. *JAAOS - Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 15 (3):156-165.

- Strömqvist B, Jönsson B, Fritzell P, Hägg O, Larsson B-E, Lind B. 2001. The Swedish National Register for Lumbar Spine Surgery: Swedish Society for Spinal Surgery. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 72 (2):99-106.
- Su K, Guo Y, Zhang Z, Jin D. 2013. Research progress in comparison of minimally invasive versus open transforaminal lumbar interbody fusion. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi*, 27 (11):1386-1389.
- Thompson GB, Grant CS, van Heerden JA, Schlinkert RT, Young WF, Jr., Farley DR, Ilstrup DM. 1997. Laparoscopic versus open posterior adrenalectomy: a case-control study of 100 patients. *Surgery*, 122 (6):1132-1136.
- Tian NF, Wu YS, Zhang XL, Xu HZ, Chi YL, Mao FM. 2013. Minimally invasive versus open transforaminal lumbar interbody fusion: a meta-analysis based on the current evidence. *Eur Spine J*, 22 (8):1741-1749.
- Tian W, Boden SD. 2016. Minimally Invasive Spine Surgery (MISS) in China. *Spine*, 41:B1.
- Tscherne H. 2006. *Tscherne Unfallchirurgie: Wirbelsäule*. Springer.
- Vazan M, Gempt J, Meyer B, Buchmann N, Ryang YM. 2017. Minimally invasive transforaminal lumbar interbody fusion versus open transforaminal lumbar interbody fusion: a technical description and review of the literature. *Acta Neurochir (Wien)*, 159 (6):1137-1146.
- Vergheze J, Kuslansky G, Holtzer R, Katz M, Xue X, Buschke H, Pahor M. 2007. Walking While Talking: Effect of Task Prioritization in the Elderly. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88 (1):50-53.
- Voss H, Herrlinger R. 1979. *Taschenbuch der Anatomie*. 16. Aufl. Jena: Gustav Fischer.
- Walick KS, Kragh JEJ, Ward JA, Crawford JJ. 2007. Changes in Intraocular Pressure due to Surgical Positioning: Studying Potential Risk for Postoperative Vision Loss. *Spine*, 32 (23):2591-2595.
- Wang HL, Lu FZ, Jiang JY, Ma X, Xia XL, Wang LX. 2011a. Minimally invasive lumbar interbody fusion via MAST Quadrant retractor versus open surgery: a prospective randomized clinical trial. *Chin Med J (Engl)*, 124 (23):3868-3874.

- Wang J, Zhou Y, Zhang ZF, Li CQ, Zheng WJ, Liu J. 2010. Comparison of one-level minimally invasive and open transforaminal lumbar interbody fusion in degenerative and isthmic spondylolisthesis grades 1 and 2. *Eur Spine J*, 19 (10):1780-1784.
- Wang J, Zhou Y, Zhang ZF, Li CQ, Zheng WJ, Liu J. 2011b. Minimally invasive or open transforaminal lumbar interbody fusion as revision surgery for patients previously treated by open discectomy and decompression of the lumbar spine. *Eur Spine J*, 20 (4):623-628.
- Waschke A, Hartmann C, Walter J, Dunisch P, Wahnschaff F, Kalff R, Ewald C. 2014. Denervation and atrophy of paraspinal muscles after open lumbar interbody fusion is associated with clinical outcome--electromyographic and CT-volumetric investigation of 30 patients. *Acta Neurochir (Wien)*, 156 (2):235-244.
- White AA, Panjabi MM. 1990. *Clinical biomechanics of the spine*. Lippincott Philadelphia.
- Wiesner L, Kothe R, Ruther W. 1999. Anatomic evaluation of two different techniques for the percutaneous insertion of pedicle screws in the lumbar spine. *Spine (Phila Pa 1976)*, 24 (15):1599-1603.
- Yack HJ, Berger RC. 1993. Dynamic stability in the elderly: identifying a possible measure. *J Gerontol*, 48 (5):M225-230.
- Yamasaki K, Hoshino M, Omori K, Igarashi H, Nemoto Y, Tsuruta T, Matsumoto K, Iriuchishima T, Ajiro Y, Matsuzaki H. 2017. Risk Factors of Adjacent Segment Disease After Transforaminal Inter-Body Fusion for Degenerative Lumbar Disease. *Spine (Phila Pa 1976)*, 42 (2):E86-E92.
- Yang M, Zhao Q, Hao D, Chang Z, Liu S, Yin X. 2018. Comparison of clinical results between novel percutaneous pedicle screw and traditional open pedicle screw fixation for thoracolumbar fractures without neurological deficit. *Int Orthop*.
- Zairi F, Arikat A, Allaoui M, Assaker R. 2013. Transforaminal lumbar interbody fusion: comparison between open and mini-open approaches with two years follow-up. *J Neurol Surg A Cent Eur Neurosurg*, 74 (3):131-135.

11. DANKSAGUNG

Herrn. Prof. Dr. Reinhard Blickhan danke ich für die Überlassung des Themas und das Einbringen seiner Erfahrung. Herrn Prof. Dr. Christoph Anders danke ich für die methodische Unterstützung und Einführung in die Elektrophysiologie. Herrn Prof. Dr. Dr. Gunther Hofmann möchte ich für die Unterstützung danken, die Daten am BG Klinikum Bergmannstrost erheben und im FB Motorik in Jena unter der Leitung von Prof. Dr. Christoph Anders auswerten zu dürfen. Ihm möchte ich mich für die zur Verfügung gestellten Algorithmen und Technik, sowie für die Unterstützung bei inhaltlichen und technischen Fragen bedanken. Dr. Bernhard Ullrich und PD Dr. Thomas Mendel möchte ich für die erhaltenen und bleibenden Einblicke in die Chirurgie und fachliche Unterstützung außerordentlich danken. Meinen Freunden und Kollegen Dr. Gerd Wagner und Eduard Kurz danke ich sehr für die motivierenden und konstruktiven Diskussionen, die einen großen Anteil an meiner Entwicklung haben.

Vielen Dank der deutschen Gesellschaft für Unfallversicherungen (DGUV) durch die Finanzierung des Forschungsprojektes (FF-FR0194), ohne die die Erhebung der Daten und Durchführung Projektes nicht möglich gewesen wären.

Meinem Vater Dr. Olaf Schenk möchte ich für die unermüdliche Motivation und Unterstützung sowie wertvollen Korrekturen danken. Meiner Frau Julia danke ich herzlichst für ihre Geduld, ihre geerdete Sicht der Dinge und selbstlose Rücksichtnahme zugunsten meiner wissenschaftlichen und beruflichen Tätigkeit.

12. EHRENWÖRTLICHE ERKLÄRUNG

Ich erkläre, dass mir die geltende Promotionsordnung der Fakultät für Sozial- und Verhaltenswissenschaften der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist. Ich habe diese Dissertation selbst angefertigt (Selbständigkeitserklärung), keine Textabschnitte eines Dritten oder eigene Prüfungsarbeiten ohne Kennzeichnung übernommen und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönliche Mitteilungen und Quellen sind in meiner Arbeit angegeben. Weiterhin erkläre ich, dass mich keine Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskriptes unterstützt haben. Ferner erkläre ich, dass ich die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen habe und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen. Diese Dissertation wurde noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht. Die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung habe ich bei noch keiner anderen Hochschule beziehungsweise anderen Fakultät als Dissertation eingereicht. Ich versichere, nach bestem Wissen die reine Wahrheit gesagt und nichts verschwiegen zu haben.

Jena, den 07.12.2018

Unterschrift